

**МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
„КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
ІМЕНІ ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО”**

**МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ ІМЕНІ ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

Кваліфікаційна наукова
праця на правах рукопису

ГОЛЕМБОВСЬКИЙ ОЛЕКСАНДР ОЛЕКСІЙОВИЧ

УДК 681.784

ДИСЕРТАЦІЯ
РЕФРАКТОМЕТРІЯ АРТИФАКІЧНОГО ОКА З
ВИМІРЮВАННЯМ ДОВЖИНИ ФОКУСНОЇ ОБЛАСТІ

Спеціальність 05.11.07 – оптичні прилади та системи

Подається на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело _____ О.О. Голембовський

Науковий керівник: Чиж Ігор Генріхович, доктор технічних наук, професор

Київ-2018

АНОТАЦІЯ

Голембовський О.О. Рефрактометрія артіфакічного ока з вимірюванням довжини фокусної області. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 05.11.07 «Оптичні прилади та системи». – **Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», МОН України, м. Київ, 2018.**

Підготовка здійснювалась на кафедрі оптичних та оптико-електронних приладів Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» Міністерства освіти і науки України.

Спеціалізована вчена рада Д26.002.18 при Національному технічному університеті України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Дисертація присвячена дослідженню методів вимірювання залишкової рефракції та оптичної складової обсягу псевдоакомодації артіфакічного та пресбіопічного ока.

Проведений огляд та аналіз існуючих на цей час суб'єктивних та об'єктивних методів вимірювання показав, що основним недоліком суб'єктивних методів є неможливість відокремлення із загального обсягу псевдоакомодації тієї складової яка обумовлена виключно дією оптики ока (оптична складова обсягу псевдоакомодації). До об'єктивних методів визначення можна віднести aberометрію ока з різними способами її апаратної реалізації. Однак, навіть при використанні сучасної матеріально-технічної бази, даний метод не в змозі забезпечити необхідну точність та швидкодію, оскільки є непрямим і додатково несе в собі накопичені похибки відновлення функції хвильової аберації. На основі проведеного аналізу можна зробити висновок, що існуючі методи визначення залишкової аметропії та оптичної складової обсягу псевдоакомодації не в повній мірі задовольняють потреби

сучасної офтальмологічної практики, а тому актуальною задачею є розробка нового методу та апаратного засобу який зможе вирішити вказану задачу, буде при цьому об'єктивним і водночас простим в реалізації.

Для вирішення даної задачі в дисертаційній роботі запропоновано новий об'єктивний метод визначення залишкової рефракції та оптичної складової обсягу псевдоакомодації артіфакічного та пресбіопічного ока що базується здійсненні тривимірної мікрофотометрії повітряного зображення світлової мікроплями, сформованої досліджуваною абераційною системою.

Метод, що пропонується, полягає у здійсненні тривимірного аналізу розподілу освітленості у «повітряному» зображенні світлової мікроплями на сітківці ока пацієнта. На основі цього аналізу визначається глибина простору об'єктів, яка дорівнює обсягу псевдоакомодації ока. Метод повністю виключає вплив пацієнта на процес вимірювань, а тому є цілком об'єктивним і порівняно простим в технічній реалізації.

Для виявлення положення перетину, в якому повітряне зображення вважається найбільш сфокусованим, пропонується використовувати параметр *RMS*-радіусу, який вказує не тільки на розмір світлової плями, але й на щільність розподілу освітленості навколо світлового центру «ваги» плями.

Перетин, в якому значення *RMS*-радіус отримує мінімальне значення, вважається площиною найкраще сфокусованого «повітряного» зображення мікроплями. Положення цього перетину вказує дистанцію до подальшої точки ясного зору a_R , через яку розраховується величина аметропії A_R .

Обсяг псевдоакомодації A_{PR} визначається через відстані a_{Ri} , на яких функція $RMS_r(a_{Rk})$ зростає на допустиму величину, наприклад на 5%, при якій зоровий апарат ще не відчуває погіршення «чіткості» зображення точки.

Кожна зміна оптичної сили Φ варіюлінзи супроводжується розрахунком *RMS*-радіуса мікроплями. Відтворена у такий спосіб функція $RMS(\Phi)$ дає можливість визначати модельовану величину аметропії ока і обсяг псевдоакомодації. Так аметропія має значення Φ , при якому функція $RMS(\Phi)$

отримує мінімальне значення. Обсяг псевдоакомодації визначається як діапазон значень Φ , в якому функція $RMS(\Phi)$ збільшується на допустиму відносно мінімуму величину. У вказаному діапазоні значень Φ збільшення $RMS(\Phi)$ не повинно супроводжуватися помітним для людини погіршенням гостроти зору.

Розроблено функціональну схему вимірювача яка реалізує даний метод і дозволяє забезпечити необхідну швидкодію, точність і діапазон вимірювання рефракції та обсягу псевдоакомодації.

Проведено комп'ютерне моделювання роботи запропонованого вимірювача складеного з умовно безабераційних та реальних компонентів. Ці дослідження показали, що в діапазоні значень аметропії ± 5 дптр заміна абераційних paraxial-компонентів на реальні не призводить до появи відносних похибок відтворення аметропії більших ніж 0,07%. А це свідчить про несуттєвий вплив залишкових аберацій реальних компонентів системи на похибку відтворення величини аметропії моделі ока.

Математичним та фізичним моделюванням дії вимірювача рефракції та довжини фокусної області складеної з умовно безабераційних та реальних абераційних компонентів при здійсненні вимірювань, виявлено що вплив від подвійного проходження променів в оці на результати вимірювань не перевищує 0.1%, що є цілком допустимим.

Вдосконалено математичний апарат розрахунку RMS -радіусів полярного, осьового та відцентрового «моменту інерції» світлової мікроплями з виділенням з його загальної величини апаратної та абераційної складової. Використання запропонованих виразів у методі тривимірної мікрофотометрії дає можливість об'єктивно визначати залишкову аметропію та оптичну складову обсягу псевдоакомодації артіфакічного та пресбіопічного ока.

Комп'ютерна перевірка коректності алгоритму відтворення величини аметропії та обсягу псевдоакомодації, з використанням для цього функції $RMS_r(\Phi_{ivar}^*)$, показала, що для підвищення точності результатів процедури

вимірювань потрібно здійснювати у два етапи, на першому – з великим кроком зміни $\Phi_{i\text{var}}^*$ (до 0.5 дптр), а на другому – з кроком до 0.1 дптр у діапазоні ± 0.5 дптр навколо мінімуму, виявленого на першому етапі.

При апроксимації функції $RMS_r(\Phi_{i\text{var}}^*)$ достатня точність встановлення мінімуму вказаної функції досягається вже при 3х коефіцієнтах ступеневого поліному при використанні більш ніж 10 значень $\Phi_{i\text{var}}^*$.

З використанням адекватної фізичної моделі оптичної системи ока і створеного фотоелектричного макета вимірювача рефракції ока проведено експериментальну перевірку функціональних параметрів розробленого апаратного засобу та отриманих в роботі теоретичних положень. Проведена експериментальна перевірка теоретично прогнозованих похибок відтворення величини залишкової аметропії та оптичної складової обсягу псевдоакомодації та довжини фокусної області.

Експериментально підтверджено, що запропонований метод тривимірної мікрофотометрії повітряного зображення дозволяє вимірювати рефракцію з похибкою не більш $\pm 0,1$ дптр, а обсяг псевдоакомодації, відповідний фокусній області, з похибкою не більш $\pm 0,2$ дптр.

На основі порівняльного аналізу методів та апаратних засобів для об'єктивного вимірювання рефракційного стану та довжини фокусної області артіфакічного чи пресбіопічного ока доведено, що метод тривимірної мікрофотометрії повітряного зображення світлової мікроплями на сітківці, у порівнянні з існуючими методами, має перевагу яка полягає у значному скороченні тривалості сеансу вимірювань (більше ніж у 200 разів) та швидкості проведення сеансу вимірювань на живому оці.

Ключові слова: об'єктивна рефрактометрія артіфакічного ока, довжина фокусної області пресбіопічного ока, обсяг псевдоакомодації артіфакічного ока.

SUMMARY

Holembovskyi O.O Refractometry of the pseudophakic eye with the measurement the depth of focus. – Manuscript.

Thesis for a candidate's degree in technical sciences, specialty 05.11.07 - optical devices and systems. - **National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Ministry of Education and Science of Ukraine, Kyiv, 2018.**

Preparation was carried out at the Department of the National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute" of the Ministry of Education and Science of Ukraine.

Specialized Academic Council D26.002.18 at the National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"

The dissertation is devoted to the research of methods of measuring residual refraction and the optical component of the volume of pseudo-accommodation of the pseudophakic and presbyopic eyes.

The conducted review and analysis of existing subjective and objective methods of measurement to date showed that the main disadvantage of subjective methods is the disability to separate from the total volume of pseudo-accommodation that component, which is due solely to the effect of optics of the eye (optical component of the volume of pseudo-accommodation). Objective methods of definition can include the aberrometry of the eye with different methods of its hardware implementation. However, even with the use of a modern material and technical base, this method is not able to provide the necessary accuracy and speed, since it is indirect and additionally carries accumulated errors in the reconstruction of the wave aberration function. Based on the analysis it can be concluded that the existing methods for determining the residual ametropia and the optical component of the volume of pseudoaccomodation do not fully satisfy the needs of modern ophthalmology, and therefore the actual task is to develop a new method and hardware that can solve the specified problem.

To solve this problem, the paper's author suggests a new objective method for determining the residual refraction and the optical component of the volume of pseudo-accommodation of the pseudophakic and presbyopic eyes based on the implementation of a three-dimensional microphotometry of the air image of the light microwaves formed by the investigated aberration system.

The proposed method is to carry out a three-dimensional analysis of the distribution of illumination in the "air" image of light microwaves on the retina of the patient's eye. On the basis of this analysis, the depth of space of objects is determined, which is equal to the volume of the pseudo-accommodation of the eye. The method completely excludes the patient's influence on the measurement process, and therefore is completely objective and relatively simple in technical implementation.

To determine the position of the intersection in which the air image is considered to be the most focused, it is proposed to use the parameter RMS radius, which indicates not only the size of the light spot, but also the density distribution of illumination around the light center of the "weight" of the spot.

The intersection in which the value of RMS_r receives the minimum value is considered to be the plane of the best-focused "air" image of the microwaves. The position of this intersection indicates the distance to the further point of clear vision a_R , through which the size of the ametropia A_R is calculated.

The volume of pseudo-accommodation A_{PR} is determined by the distance a_{Ri} at which the function $RMS_r(a_{Rk})$ increases by a permissible value, for example, by 5%, in which the visual apparatus still does not experience deterioration of the "sharpness" of the image of the point.

Each variation of the optic power of the F variolens is accompanied by the calculation of the RMS radius of the microwaves. The function reproduced in this way makes it possible to determine the simulated size of the eye ametropy and the volume of pseudo-accommodation. So the ametropy has a value at which the function gets the minimum value. The volume of pseudo-accommodation is defined

as a range of values, in which the function is increased by an acceptable minimum value. In the specified range, the magnification values should not be accompanied by a noticeable deterioration of visual acuity for a person.

There was developed the functional scheme of the meter that implements this method and allows to provide the necessary speed, accuracy and range of measurement of refraction and the volume of pseudo-accommodation.

It has been performed the computer modeling of the proposed meter made from conditionally non-probable and real components. These studies have shown that in the range of values of ± 5 dptr of ametropia, the replacement of the aberrational paraxial components on the real does not lead to the appearance of relative error of the reproduction of the ametropia greater than 0.07%. This testifies to the insignificant influence of the residual aberrations of the real components of the system on the error of reproduction of the size of the ametropia model of the eye.

The mathematical and physical modeling of the action of the refractive index and the length of the focal region composed of conditionally non-probable and real aberration components during measurements, revealed that the effect of double-passes of rays in the eye on the measurement results does not exceed 0.1%, which is quite permissible.

The mathematical apparatus for calculating the RMS radius of the polar, axial, and centrifugal "moment of inertia" of light microwaves with a separation from its total value of the hardware and aberration component has been improved. The use of the proposed expressions in the method of three-dimensional microphotometry makes it possible to objectively determinate the residual ametropia and the optical component of the volume of the pseudo-accommodation of the pseudophakic and presbyopic eyes.

Computer verification of correctness of the algorithm for reproduction of the size of the measurement and the volume of pseudo-accommodation, using this function $RMS_r(\Phi_{i\text{var}}^*)$, showed that to improve the accuracy of the results of the procedure of measurement must be carried out in two stages, the first - with a large

change step $\Phi_{i\text{var}}^*$ (up to 0.5 dptr), and on the second - in increments of 0.1 dptr in the range of ± 0.5 dptr around the minimum detected in the first stage.

When approximating the function $RMS_r(\Phi_{i\text{var}}^*)$, sufficient accuracy is achieved already with three coefficients of a stepped polynomial quadratic, a sufficient selection of values of the function $RMS_r(\Phi_{i\text{var}}^*)$ is obtained for more than 10 values of $\Phi_{i\text{var}}^*$.

Using an adequate physical model of optical system of the eye and the created photovoltaic model of the eye refractive meter, an experimental verification of the proposed method, hardware system and the theoretical positions obtained in the work, as well as the theoretically forecasted errors of reproduction of the refractive index and the depth of focus, were performed. It has been experimentally confirmed that the method allows measuring refraction with an error of not more than $\pm 0,1$ dptr, and the volume of pseudoaccommodation, corresponding to the depth of focus, with an error of not more than 0,2 dptr.

Based on the comparative analysis of methods and hardware for objective measurement of the refractive status and the depth of focus of the pseudophakic and presbyopic eye. It is proved that the method of three-dimensional microphotometry of the air image of the light microvillus on the retina, in comparison with the existing methods, has the advantage of a significant reduction in the duration the measurement session (more than 200 times) and the speed of the live measurement session.

Key words: the volume of pseudo-accommodation, the depth of focus of the pseudophakic eye, the RMS-radius of the point scattering function (PSF) on the retina.

Список публікацій здобувача:

1. Голембовський О.О. Варіоптичні лінзи на ефекті електрозмочування / О.О. Голембовський, І.Г. Чиж // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах . – 2012 – №1. – С. 34–39.(входить до міжнародних науко метричних баз «EBSCO», «Google Scholar», «РІНЦ»).
2. Голембовський О.О. Метод і пристрій для аналізу фокусної області ока людини/О.О. Голембовський, І.Г. Чиж // Журнал Наукові вісті Національно технічного університету України Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського. – 2013. – № 2. – С. 140-146. (входить до міжнародних науко метричних баз «EBSCO», «Google Scholar», «РІНЦ»).
3. Голембовський О.О. Метод визначення аметропії та довжини фокусної області ока людини/ О.О. Голембовський, І.Г. Чиж // Журнал Наукові вісті Національно технічного університету України Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського. – 2014. – № 1. – С. 140-146. (входить до міжнародних науко метричних баз «EBSCO», «Google Scholar», «РІНЦ»).
4. Голембовський О.О. Аналіз порогової чутливості оптико-електронного вимірювача обсягу псевдоакомодації оптичної системи ока / О.О.Голембовський // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах . – 2015. – №3. – С. 34–39. (входить до міжнародних науко метричних баз «EBSCO», «Google Scholar», «РІНЦ»).
5. Голембовський О.О. Відновлення радіусів моментів «інерції» ФРТ оптичної системи за результатами фотометрії зображення точкового джерела/ О.О.Голембовський, І.Г. Чиж // Журнал Наукові вісті Національно технічного університету України Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського. – 2016. – № 1. – С. 140 – 146. (входить до міжнародних науко метричних баз «EBSCO», «Google Scholar», «РІНЦ»).
6. Голембовський О.О Вимірювання обсягу псевдоакомодації через відтворення тривимірного розподілу освітленості у «повітряному» зображенні світлової мікроплями на сітківці / О.О.Голембовський, І.Г. Чиж// Журнал

Наукові вісті Національно технічного університету України Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського. – 2016. – № 2. – С. 100-107. (входить до міжнародних науко метричних баз «EBSCO», «Google Scholar», «РІНЦ»).

7. Голембовський А.А. Метод и устройство для объективной оценки глубины фокуса артификаческого глаза / А.А. Голембовский, И.Г. Чиж // Журнал международного научного общества им. М. Балудянского, Словакия 2016. – №5. – С. 51-55.

8. Патент на корисну модель № 74751 Україна. Офтальмологічний рефрактометр / заявники та патентовласники Голембовський О.О., Чиж І.Г., Шиша Т.О; винахідники Голембовський О.О., Чиж І.Г., Шиша Т.О; заявл. 01.04. 2012, опуб. Бюл. № 1 від 26.12.2012.

9. Голембовський О.О Варіоптичні лінзи на ефекті електрозмочування / О.О. Голембовський, І.Г. Чиж // Погляд у майбутнє приладобудування: збірник тез та доповідей IV науково-практичної конференції студентів та аспірантів, 12 квітня 2011р С. 54.

10. Голембовський О.О. Варіоптичні лінзи на ефекті електрозмочування / О.О. Голембовський, І.Г. Чиж // Погляд у майбутнє приладобудування: Збірник тез доповідей V Міжнародної науково-технічної конференції, 24-25 квітня 2012р, С. 48.

11. Голембовський О.О. Метод та пристрій для аналізу фокусної області оптичної системи ока / О.О. Голембовський, І.Г. Чиж // Приладобудування: стан і перспективи: Збірник тез доповідей XII Міжнародної науково-технічної конференції, 23-24 квітня 2013 С. 57-58.

12. Голембовський О.О. Метод визначення довжини фокусної області та первинних аберацій ока/ О.О. Голембовський, І.Г Чиж // Приладобудування: стан і перспективи: Збірник тез доповідей XIII Міжнародної науково-технічної конференції, 23-24 квітня 2014 С. 69-70.

13. Голембовський О.О Метод і пристрій для об'єктивного вимірювання обсягу псевдоакомодації / О.О Голембовський, І.Г. // Чиж

Приладобудування: стан і перспективи: Збірник тез доповідей XIV Міжнародної науково-технічної конференції, 23-24 квітня 2015 С. 62.

14. Голембовський О.О Фізичний метод визначення RMS зображення сформованого абераційною оптичною системою / О.О Голембовський, І.Г. Чиж // Фотоніка-ODS 2015: Збірник тез доповідей VII Міжнародної конференції м. Вінниця, С. – 64.

15. Голембовський О.О. Похибки вимірювання аметропії та обсягу псевдоакомодації ока за зображенням світлової мікроплями на сітківці / О.О. Голембовський, І.Г. Чиж // Приладобудування: стан і перспективи: збірник тез доповідей міжнародної науково-технічної конференції, 22-23 квітня 2016 С. 126.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ	16
ВСТУП	17
РОЗДІЛ 1. МЕТОДИ ТА АПАРАТНІ ЗАСОБИ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ОБСЯГУ ПСЕВДОАКОМОДАЦІЇ ТА ДОВЖИНИ ФОКУСНОЇ ОБЛАСТІ АРТИФАКІЧНОГО ОКА	23
1.1 Фокусна область ока людини	24
1.2 Пресбіопія та обсяг псевдоакомодації артіфакічного ока	26
1.3 Фактори, що впливають на формування фокусної області ока	30
1.3.1. Вплив астигматизму на формування фокусної області ока	31
1.3.2 Вплив сферичної аберації на формування фокусної області	34
1.3.3. Вплив позовжньої хроматичної аберації оптичної системи ока на довжину фокусної області та обсяг псевдоакомодації	33
1.4. Аналіз методів і апаратних засобів для вимірювань обсягу псевдоакомодації ока	35
1.4.1 Суб'єктивні методи вимірювання обсягу псевдоакомодації ока	37
1.4.2. Об'єктивні методи вимірювання обсягу псевдоакомодації та довжини фокусної області ока	44
1.5. Мета і завдання на дисертаційну роботу	48
Висновки до розділу 1	49
РОЗДІЛ 2. МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ МЕТОДУ ТРИВИМІРНОЇ МІКРОФОТОМЕТРІЇ ПОВІТРЯНОГО ЗОБРАЖЕННЯ СВІТЛОВОЇ МІКРОПЛЯМИ	51
2.1 Метод вимірювання довжини «повітряного» зображення світлової мікроплями на сітківці ока	52
2.2 Комп'ютерне моделювання методу мікрофотометрії	57
2.3 Визначення довжини фокусної області та обсягу псевдоакомодації	61

2.4 Визначення радіусів полярного, осьових та відцентрового моментів зображення точки абераційною оптичною системою 65

2.5 Обчислення RMS полярного, осьових і відцентрового моментів за результатами фотометрії освітленості в площині оптичного зображення точкового випромінювача 67

2.6 Апроксимація результуючого фотоелектричного сигналу на фотоприймачі та знаходження відповідних радіусів 2-го порядку 73

Висновки до розділу 2 76

РОЗДІЛ 3. ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ ЕЛЕКТРИЧНОГО ШУМУ
ФОТОПРИЙМАЧА ЗОБРАЖЕНЬ НА ПОХИБКИ ВИМІРЮВАННЯ
АМЕТРОПІЇ ТА ДОВЖИНИ ФОКУСНОЇ ОБЛАСТІ 78
АРТИФАКІЧНОГО ОКА

3.1 Вплив електричного шуму на похибки відтворення значень функції $RMS_r(\Phi_k)$ 79

3.2 Вплив електричного шуму на похибки визначення координат центроїду 81

3.3 Вплив похибок визначення координат центроїду на RMS_r 82

3.4 Вплив електричного шуму на випадкову складову RMS_r 82

3.5. Вплив електричного шуму фотоприймача на похибки вимірювання аметропії та обсягу псевдоакомодації 83

3.6. Комп'ютерне моделювання впливу електричного шуму на похибку вимірювання аметропії моделі ока 92

Висновки до розділу 3 97

РОЗДІЛ 4. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ
ФУНКЦІОНАЛЬНИХ ПАРАМЕТРІВ ВИМІРЮВАЧА ОБСЯГУ
ПСЕВДОАКОМОДАЦІЇ ТА ЗАЛИШКОВОЇ АМЕТРОПІЇ
АРТИФАКІЧНОГО ОКА 99

4.1 Функціональна схема вимірювача 100

4.2 Обґрунтування вибору варіокомпонента 103

	15
4.3 Фізичне моделювання аметропічного та артіфакічного ока	108
4.4 Програмне забезпечення і загальний інтерфейс користувача	110
4.5 Опис конструкції вимірювача	114
4.6. Експериментальне дослідження похибки визначення координат світлового «центру ваги» мікроплями	115
4.7. Експериментальне дослідження похибки визначення мінімуму функції $RMS(\Phi_{VAR})$ від кількості коефіцієнтів апроксимації та порогу відсічки шумового сигналу	117
4.8. Дослідження впливу спеклів лазерного випромінювання на величину RMS-радіуса і координат світлового центру ваги мікроплями	120
4.9. Експериментальне дослідження похибок вимірювання аметропії та обсягу псевдоакомодації на фізичній моделі ока	123
Висновки до розділу 4	128
ВИСНОВКИ	129
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	131
Додаток А	140
Додаток Б	150
Додаток В	153
Додаток Г	162

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ І СКОРОЧЕНЬ

Скорочення	Пояснення
RMS	Root mean Square – середньоквадратичне значення
ВЛ	Варіолінза
ДФО	Довжина фокусної області ока
ІОЛ	Інтраокулярна лінза
МДП	Метод подвійного проходження
МНК	Метод найменших квадратів
ОПА	Обсяг псевдоакомодації ока
ОС	Оптична система
ПЗЗ	Прилад із зарядовим зв'язком
ПНУ	Площина найкращої установки
СКВ	Середньоквадратичне відхилення
ФО	Фокусна область ока
ФП	Фотоприймач
ФПМ	Функція передачі модуляції
ФРЛ	Функція розсіювання лінії
ФРТ	Функція розсіювання точки
A_R	Аметропія
A_{PR}	Обсяг псевдоакомодації ока

ВСТУП

Актуальність теми

Відомо, що з віком багато людей стикаються з проблемою погіршення якості зору. Це пов'язано з перенесеними захворюваннями та віковими змінами, що відбуваються у оптичних середовищах ока. Через це вже у віці після 45 років спостерігається втрата природньої функції акомодатії, через що око стає пресбіопічним. Ще одним фактором, який призводить до втрати функції акомодатії, є катаракта – досить розповсюджена патологія ока у людей похилого віку і людей, які наближаються до похилого віку. В наслідок катаракти крізь око не проходить достатньо світла, до того ж воно розсіюється через що якість та чіткість зору частково, а інколи і повністю втрачається. Спосіб лікування катаракти – хірургічна операція по заміні природнього кришталіка на штучний – інтраокулярну лінзу (ІОЛ). В результаті такої операції око стає артіфакічним і втрачає природню функцію акомодатії. Однак навіть у артіфакічного ока зберігається деякий обсяг акомодатії, завдяки дії аберацій оптичної системи ока та дифракції світлових хвиль на краях зіниці. Це так звана оптична складова обсягу акомодатії. Завдяки вказаним явищам в зоні сітківки утворюється витягнута дифракційна зона фокусної області та коноїд Штурма, зумовлений дією астигматизму. Дистанція у просторі об'єктів, оптично спряжена з фокусною областю, в офтальмології кількісно характеризується обсягом псевдоакомодатії в діоптріях.

При повній чи частковій втраті акомодатійної функції постає задача її штучного відновлення. Відновлення функції акомодатії пресбіопічного чи артіфакічного ока можливе шляхом імплантації в око спеціальних ІОЛ, наприклад дифракційних. В них витягнута форма фокусної області забезпечує певний обсяг псевдоакомодатії. Надання оку потрібного обсягу псевдоакомодатії потребує відповідного доопераційного підбору ІОЛ, а також післяопераційного контролю досягнутого результату. Тому існує потреба у

наявності методів та апаратних засобів для контролю довжини фокусної області та об'єктивного вимірювання обсягу псевдоакомодації з обов'язковим виділенням тієї складової, яка обумовлюється дією оптичної системи ока.

Проте відомі на цей час методи та існуючі апаратні засоби практично не мають функції точного і об'єктивного визначення оптичної складової обсягу псевдоакомодації, яка виникає в результаті імплантації ІОЛ, що звужує можливості ефективного відновлення втраченої акомодації. Сучасна рефрактометрія ока також, нажаль, не здатна відділяти із результатів вимірювань рефракції ока вказану складову обсягу псевдоакомодації.

Таким чином актуальною задачею є створення та наукове обґрунтування нового об'єктивного методу визначення оптичної складової обсягу псевдоакомодації, довжини фокусної області та залишкової аметропії пресбіопічного та артіфакічного ока. Вирішення цієї наукової задачі створить умови для підвищення ефективності імплантації ІОЛ за рахунок штучного розширення обсягу псевдоакомодації артіфакічного ока та позбавить пацієнтів від незручностей та психологічного дискомфорту, пов'язаного із використанням декількох пар окулярів.

Мета і задачі роботи – розробка та наукове обґрунтування методу та апаратного засобу для об'єктивного вимірювання оптичної складової обсягу псевдоакомодації та залишкової аметропії пресбіопічного та артіфакічного ока.

Поставлена мета досягається розв'язанням таких наукових задач:

1) Проведення огляду та порівняльного аналізу існуючих методів та апаратних засобів для об'єктивного вимірювання залишкової рефракції та оптичної складової обсягу псевдоакомодації артіфакічного та пресбіопічного ока.

2) Розробка та обґрунтування нового об'єктивного методу вимірювання залишкової аметропії та довжини фокусної області артіфакічного та пресбіопічного ока.

- 3) Обґрунтування та розробка функціональної схеми вимірювача, що реалізує запропонований метод
- 4) Перевірка комп'ютерним моделюванням технічної реалізації методу.
- 5) Розробка математичного забезпечення методу мікрофотометрії «повітряного» зображення мікроплями на сітківці ока.
- 6) Створення експериментальної установки для перевірки технічної реалізації методу тривимірної мікрофотометрії «повітряного» зображення мікроплями.
- 7) Експериментальне дослідження похибок вимірювання обсягу псевдоакомодації та залишкової аметропії артіфакічного та пресбіопічного ока на дослідному зразку вимірювача.
- 8) Впровадження запропонованого методу у виробничу діяльність та навчальний процес.

Об'єкт дослідження – процес об'єктивного вимірювання оптичної складової обсягу псевдоакомодації пресбіопічного та артіфакічного ока.

Предмет дослідження – фотоелектричний метод об'єктивного вимірювання оптичної складової обсягу псевдоакомодації та величини аметропії пресбіопічного та артіфакічного ока.

Методи досліджень. У дисертаційній роботі для розв'язання поставлених задач використовувалися теорія аберацій оптичних систем, теоретичні основи геометричної оптики: теорія параксіальних, нульових променів та теорія ідеальної оптичної системи, а також методи аналізу параксіальних та абераційних параметрів оптичної системи ока; моделювання абераційних спотворень оптичної системи ока із використанням для цього комп'ютерних програм аналізу дії оптичних систем; чисельне та комп'ютерне моделювання дії апаратного засобу при дослідженнях похибок визначення аметропії та довжини фокусної області; фізичне моделювання рефрактометрії з визначенням довжини фокусної області на експериментальному зразку вимірювача з використанням фізичної моделі абераційної оптичної системи артіфакічного ока.

Наукова новизна роботи:

1. Запропоновано новий метод об'єктивної оцінки залишкової рефракції та довжини фокусної області на основі використання RMS-радіуса розподілу освітленості в повітряному зображенні світлової мікроплями на сітківці ока.

2. Вперше отримано математичні вирази, що дозволяють об'єктивно визначити обсяг псевдоакомодації та довжину фокусної області артіфакічного та пресбіопічного ока за результатами тривимірної мікрофотометрії повітряного зображення світлової мікроплями.

3. Вперше розроблено математичний алгоритм виявлення залежності RMS-радіуса функції розподілу опромінення у «повітряному» зображенні мікроплями на сітківці від оптичної сили віртуально імплантованого кришталіка, що дозволяє здійснювати теоретичну оцінку потенційних можливостей методу, щодо точності вимірювань залишкової аметропії та довжини фокусної області артіфакічного та пресбіопічного ока.

Практична цінність роботи:

1. Створено і обґрунтовано принцип дії апаратного засобу для об'єктивного визначення оптичної складової обсягу псевдоакомодації пресбіопічного та артіфакічного ока.

2. Отримано рекомендації щодо проектування апаратної частини вимірювача (рефрактометра) з функцією об'єктивного визначення оптичної складової обсягу псевдоакомодації і довжини фокусної області артіфакічного та пресбіопічного ока та методики тестування похибок вимірювання.

3. Отримані в роботі результати підтверджують можливість технічної реалізації методу вимірювання довжини фокусної області та обсягу псевдоакомодації артіфакічного ока з потрібною для клінічної практики точністю

4. Результати дисертаційної роботи впроваджені на НВК «Фотоприлад» м. Черкаси, під час створення дослідного зразка рефрактометра з функцією вимірювання обсягу псевдоакомодації артіфакічного та пресбіопічного ока, що зафіксовано в акті впровадження від 25.09.2017р

5. За результатами проведених досліджень був спроектований та впроваджений у технологічний процес пристрій для об'єктивного вимірювання параметрів клінічного фокусу ока людини. Одержані в дисертації результати знайшли також застосування в навчальному процесі КПІ ім. Ігоря Сікорського на приладобудівному факультеті при підготовці фахівців в галузі оптичного медичного приладобудування за спеціальністю «Опtotехніка».

Особистий внесок автора.

Здобувач приймав безпосередню участь в проведенні теоретичних та експериментальних досліджень, в аналізі одержаних результатів та формулюванні висновків. Основні теоретичні, розрахункові та експериментальні результати отримані здобувачем самостійно. Наукові положення, що виносяться на захист, та висновки дисертації належать автору. Автор приймав рівну участь в розробці і патентуванні оригінальних схемотехнічних рішень. Основна частина отриманих результатів доповідалась автором особисто на вітчизняних конференціях. У роботах, які опубліковані у співавторстві, здобувачеві належить: [1] огляд та аналіз існуючих на цей час панкратичних та трансфокаторних об'єктивів, опис принципу дії варіоптичної лінзи на ефекті електрозмочування; [2] проведення огляду інформаційних джерел та порівняльний аналіз методів та апаратних засобів для об'єктивного дослідження довжини фокусної області та обсягу псевдоакомодації артіфакічного та пресбіопічного ока; [2] конструкція та габаритний розрахунок системи рефрактометра з функцією об'єктивного вимірювання обсягу псевдоакомодації; [3] розробка та опис методу тривимірної мікрофотометрії повітряного зображення світлової мікроплями на сітківці ока; розробка математичного забезпечення методу; [4] аналіз та дослідження величин похибок вимірювання аметропії та довжини фокусної області обумовлених електричним шумом фотоприймача зображень; [7] дослідження основних функціональних характеристик системи вимірювача залишкової рефракції та обсягу псевдоакомодації артіфакічного ока, оснований на використанні методу тривимірної мікрофотометрії; [5] проведення; отримання

експериментальних даних, формулювання висновків, викладення результатів дослідження; [6] [12] викладення результатів аналізу, формулювання висновків; [13] [14] збір статистичних даних, їх обробка та формулювання висновків; [15] розробка методики вимірювань; [9] викладення результатів роботи, формулювання висновків; [10] розробка алгоритму, викладення результатів; [13] розробка методики вимірювання аметропії із використанням методу тривимірної мікрофотометрії повітряного зображення світлової мікроплями на сітківці; [14] розробка рекомендацій до проектування та параметричної оптимізації системи вимірювача залишкової рефракції та довжини фокусної області артіфакічного та пресбіопічного ока.

Апробація результатів дисертаційної роботи. Основні наукові і практичні результати роботи доповідалися і обговорювалися на семи міжнародних науково-технічних конференціях: IV науково-практична конференція студентів та аспірантів «Погляд у майбутнє приладобудування» 12 квітня 2011р, V науково-практична конференція студентів та аспірантів «Погляд у майбутнє приладобудування» 24-25 квітня 2012р, XII Міжнародної науково-технічної конференції «Приладобудування: стан і перспективи» 23-24 квітня 2013р, XIII Міжнародної науково-технічної конференції «Приладобудування: стан і перспективи» 23-24 квітня 2014р, XIV Міжнародної науково-технічної конференції «Приладобудування: стан і перспективи» 22-23 квітня 2015, XV Міжнародної науково-технічної конференції «Приладобудування: стан і перспективи» 24-25 квітня 2016, VII Міжнародної конференції «Фотоніка-ODS 2015», м. Вінниця.

Публікації. Всього за матеріалами дисертації опубліковано 15 робіт, з них 6 статей у фахових наукових виданнях України, що входять до міжнародних науко метричних баз, одна стаття в іноземному фаховому виданні, 1 патент України на корисну модель та 7 тез доповідей на міжнародних науково-практичних конференціях.

РОЗДІЛ 1

МЕТОДИ ТА АПАРАТНІ ЗАСОБИ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ОБСЯГУ ПСЕВДОАКОМОДАЦІЇ ТА ДОВЖИНИ ФОКУСНОЇ ОБЛАСТІ АРТИФАКІЧНОГО ОКА

Проблема виявлення та вимірювання вад оптичної системи ока в сучасній офтальмологічній практиці є надзвичайно актуальною. Це пов'язано з обмеженнями та дискомфортом, які створюють захворювання зорового апарату у повсякденному житті людини та необхідністю їх кількісної оцінки та лікування. До найбільш розповсюджених вад зору у пацієнтів у віці після 45 років відноситься пресбіопія – повна або часткова втрата пацієнтом здатності до акомодациї, можливості чітко бачити предмети, що знаходяться на різних відстані від ока. Окрім втрати акомодациї досить розповсюдженим захворюванням є катаракта – помутніння тіла кришталика, через що можлива повна втрата зору пацієнтом. Розробка нових методів та апаратних засобів для більш точного вимірювання параметрів зорового апарату є пріоритетною задачею розробників офтальмологічної апаратури у всьому світі.

Єдиним на сьогоднішній день ефективним методом лікування катаракти є операція по встановленню штучного кришталика ока – інтраокулярної лінзи. В результаті такої операції здатність до акомодациї втрачається. Однак, численні клінічні дослідження показали, що у пацієнтів з імплантованим кришталиком (артифакія) та навіть за умови видалення кришталика (афакія) зберігається певний обсяг псевдоакомодациї, що обумовлено наявністю в оптичній системі ока певної осьової глибини, що в офтальмологічній практиці має назву довжини фокусної області ока, та пов'язаного з нею обсягу псевдоакомодациї.

Головними задачами даного розділу є: 1) огляд та аналіз досягнень в області об'єктивного вимірювання оптичної складової обсягу

псевдоакомодації, довжини фокусної області та залишкової рефракції артифакічного та пресбіопічного ока в сучасній офтальмологічній практиці; 2) аналіз факторів що впливають на величину обсягу псевдоакомодації та довжини фокусної області; 3) формулювання мети за задач на дисертаційну роботу.

1.1 Фокусна область ока людини

Фокусна область оптичної системи ока – це сформоване оптичною системою ока зображення точкового джерела, на якому фіксовано погляд людини. Зображення точки є об'ємним (рис.1.1). Його осьова довжина забезпечує зоровому органу певний обсяг псевдоакомодації, тобто здатність без зміни форми кришталика однаково чітко бачити об'єкти, розташовані в деякому інтервалі відстаней до ока.

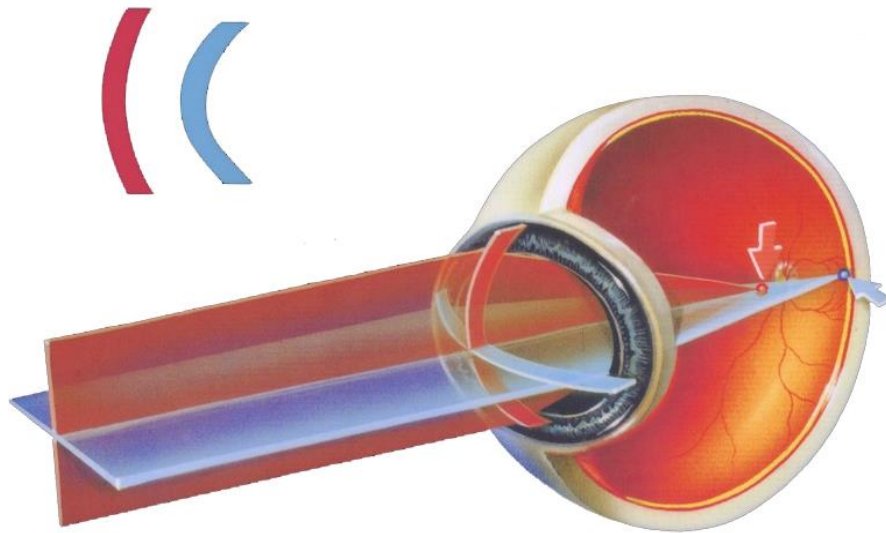


Рис.1.1 Формування фокусної області ока [6]

Обсяг псевдоакомодації пропорційний довжині фокусної області, а тому ця довжина потребує вимірювань і аналізу. Із зрозумілих причин довжину зображення точки вздовж візуальної осі ока виміряти безпосередньо неможливо, тому для її визначення використовують глибину простору об'єктів, оптично спряжену з фокусною областю. Довжину фокусної області

(ДФО) в офтальмології прийнято визначати як різницю поданих у діоптріях відстаней між точками простору предметів, оптично спряжених з краями фокусної області.

Зображення точкового джерела є витягнутим уздовж візуальної осі внаслідок дифракції світла на краях зіниці ока та аберацій оптичної системи (ОС) ока [1, 2]. Якщо фокусна область утворюється переважно внаслідок дії аберації астигматизму, то її називають коноїдом Штурма [3].

Точне уявлення про функціональну залежність ДФО від дифракції та аберацій ОС ока має як наукове, так і практичне значення. Наукові питання виникають з потреби розкриття природи механізмів, що забезпечують зоровому органу псевдоакомодацію у пацієнтів, які зовсім втратили акомодаційну функцію через віковий фактор (пресбіопічні очі) або внаслідок імплантації штучних кришталіків при лікуванні катаракти (артифакічні очі). Недостатній для нормального зору обсяг псевдоакомодації у пресбіопічних або артифакічних очах примушує людину з такими очима користуватися декількома парами окулярів із різною оптичною силою, що створює незручності. Тому потреба забезпечення таким пацієнтам штучного збільшення довжини фокусної області обумовлює практичний аспект проблеми.

Обсяг псевдоакомодації у пресбіопічного чи артифакічного ока має дві складові [4]. Перша складова залежить від довжини фокусної області, тобто забезпечується дією оптичної системи ока (у подальшому ми будемо її називати оптичною складовою). Друга складова існує завдяки тому, що зоровий центр мозку обробляє сигнали, які надходять від сітківки. Завдяки цьому, наприклад, можливою є часткова компенсація дефокусування зображення, викликаного відсутністю акомодації. До цієї складової, вочевидь, додається ефект мікрофлуктуацій акомодації, пов'язаних із серцевою діяльністю та диханням людини.

Збільшення обсягу псевдоакомодації ока штучними засобами можливо лише за рахунок оптичної складової, на яку можна впливати конструкцією

інтраокулярних, окулярних чи контактних лінз. На жаль, на цей час не існує методу, який би дозволяв безпосередньо вимірювати ДФО і здійснювати об'єктивну оцінку оптичної складової обсягу псевдоакомодації [5]. В сучасній офтальмологічній практиці найчастіше використовують суб'єктивні методи визначення обсягу псевдоакомодації. Для цього використовують показання пацієнта, який спостерігає таблиці знаків – таблиці Головіна-Сівцева, знаки Снеллена, кільця Ландольта тощо [1,5,6].

До об'єктивних методів визначення загального обсягу псевдоакомодації належить метод фіксування моменту ністагму ока (рефлекторних рухів ока під час спостереження за об'єктом, що рухається), коли роздільна здатність ока вже не дозволяє розрізнити об'єкт і стежити за його переміщенням [6].

Теоретично об'єктивно визначати ДФО можна за результатами аберометрії ока. Проте цей метод, на жаль, є надто опосередкованим, точність якого є сумнівною через необхідність використання даних фізичних вимірювань аберацій ока, які завжди є неточними. Не додає також точності громіздкість та складність перетворень вхідної інформації у вихідну [17].

1.2 Пресбіопія та обсяг псевдоакомодації артифакічного ока

Приблизно до 60-літнього віку здатність до акомодації втрачається практично повністю. Це пов'язано з ущільненням та склерозом ядра кришталика – факосклерозом. У зв'язку із цим людині стає важко чітко бачити об'єкти, які знаходяться на близькій відстані. Після 40 років настає так званий пресбіопічний вік (пресбіопія – втрата функції акомодації). У цей період у зв'язку з порушенням живлення кришталика та уповільненням у ньому обміну речовин, в різних його шарах можуть виникати початкові помутніння (катаракта).

Функцію акомодації зорового органу забезпечує декілька механізмів. Серед них найбільш ефективним є зміна форми кришталика під дією м'язів циліарного тіла. Однак цей механізм з віком втрачається (пресбіопія) і обсяг акомодації зменшується майже до нуля. До того ж велика кількість людей

через помутніння кришталика (катаракту) змушена змінювати його на штучний імплантований, в результаті чого око стає артіфакічним. Але, як свідчать клінічні дослідження, це не призводить до повної втрати акомодативної здатності.

Щороку більш ніж одному мільйону чоловік виконують хірургічне лікування з приводу катаракти (помутніння кришталика, в нормі прозорої лінзи, розташованої усередині ока). У минулому для відновлення зору після видалення катаракти використовувалися товсті скельця або контактні лінзи. Проте тепер, у більшості випадків, після проведення операції з приводу видалення катаракти, для відновлення зору використовуються штучні кришталики (інтраокулярні лінзи, ІОЛ) або штучні внутрішньо очні лінзи. Наявність в оці такої ІОЛ призводить до артіфакії [7].

Останнім часом в офтальмологічній літературі з'явилися численні повідомлення про акомодацию артіфакічного ока або феномен псевдоакомодатії – здатність ока з інтраокулярною корекцією до чіткого бачення на різних відстанях без зміни заломлюючої сили лінзи і без додаткової корекції. Фундаментальні дослідження показують, що в основі феномену артіфакічної акомодатії є декілька чинників: особливості післяопераційної топографії рогівки, оптична аберація ока, якість оптики ІОЛ, діаметр зіниці, стан капсульного мішка, робота екстра окулярних м'язів, довжина фокусної області, і, можливо, величина клінічної гостроти зору пацієнта. Відносно відновлення здатності акомодатії артіфакічного ока усі існуючі моделі інтраокулярних лінз можна розділити на 3 великих групи: що не акомодують, псевдоакомодують і акомодують.

До найбільш численної групи неакомодуючих ІОЛ відносяться широко поширені монофокальні інтраокулярні лінзи, що дають можливість отримати хороші зорові функції тільки для відстані «далеко» або тільки для відстані «близько». Не можна не відмітити, що перші повідомлення про феномен псевдоакомодатії з'явилися в цій групі інтраокулярних лінз. Другу групу інтраокулярних лінз представляють псевдоакомодуючі ІОЛ. Це лінзи, що

забезпечують зір одночасно на різних відстанях за рахунок використання одного з механізмів істинної акомодатії та (або) лінз, що мають два і більше фокуси. На сьогодні цій групі ІОЛ приділяється пильна увага розробниками, фірмами-виробниками і офтальмологами, за рахунок чого арсенал псевдоакомодуючих лінз неухильно поповнюється новими моделями ІОЛ різного конструктивного рішення і з різних матеріалів. Група тих, що акомодують або істинно-акомодуючих БІОЛ, що мають здатність фокусувати на сітківку зображення предметів, розташованих на різній відстані від ока, за рахунок зміни заломлюючої сили оптичної частини, є надзадачею катарактальної рефракції хірургії найближчого майбутнього.

З визначенням гостроти зору пов'язана також оцінка довжини фокусної області або глибини простору, які око спостерігає з однаковою "різкістю", якщо воно втратило здатність до акомодатії (пресбіопічне око), не має кришталика (афакічне око) або в нього вмонтований штучний кришталик (артифакічне око). Проблемою тут є те, що існуючі об'єктивні методи оцінки гостроти зору не досить точні через безліч різних причин. Одна з них — це відсутність математичної моделі, яка б дозволяла аналітично досліджувати параметри гостроти зору і пов'язаної з нею довжини фокусної області, виявляти вплив на вказані параметри аберацийних особливостей ОС ока.

Дослідження фокусної області оптичної системи ока вказує на можливість «уявної» акомодатії за рахунок довжини фокусної області, яка за сприятливих умов може перевищувати 2 дптр. Об'єм артифакічної акомодатії, коливається від 1 до 3 дптр. Зіставлення об'єму артифакічної акомодатії з теоретичними розрахунками довжини фокусної області вказує на близькість порівнюваних значень і деяке перевищення даних артифакічної акомодатії. Можна вважати, що основним чинником, що визначає ясний зір на різні відстані, є довжина фокусної області. Той факт, що уявна акомодатія більше довжини фокусної області, цілком з'ясований.

Саме наявність псевдоакомодатії призводить до зміни довжини фокусної області. Дослідженню цієї області присвячено багато літератури та

досліджень [18,19]. Довжина фокуса оптичної системи людського ока – це діоптрійний інтервал, у якому при зміні відстані до зображення його чіткість залишається постійною (високою)[8,9]. Важливим наслідком фізіологічних оптичних аберацій є наявність значної довжини фокуса. Довжина фокуса більше не вважається предметом теоретичних припущень. Вона стала важливим параметром, який використовується в офтальмологічній практиці, наприклад, при оцінюванні ефективності ІОЛ.

Довжина фокусу є важливим поняттям в офтальмології і широко використовується у клінічній практиці, наприклад для призначення коригуючих лінз або імплантації ІОЛ в офтальмохірургії. Розрізняють "довжину фокусу" та "глибину поля", однак найчастіше обидві величини визначають як найбільший діапазон відхилень від фокуса, які не призводять до небажаного погіршення якості зображення на сітківці ока (рис.1.2).

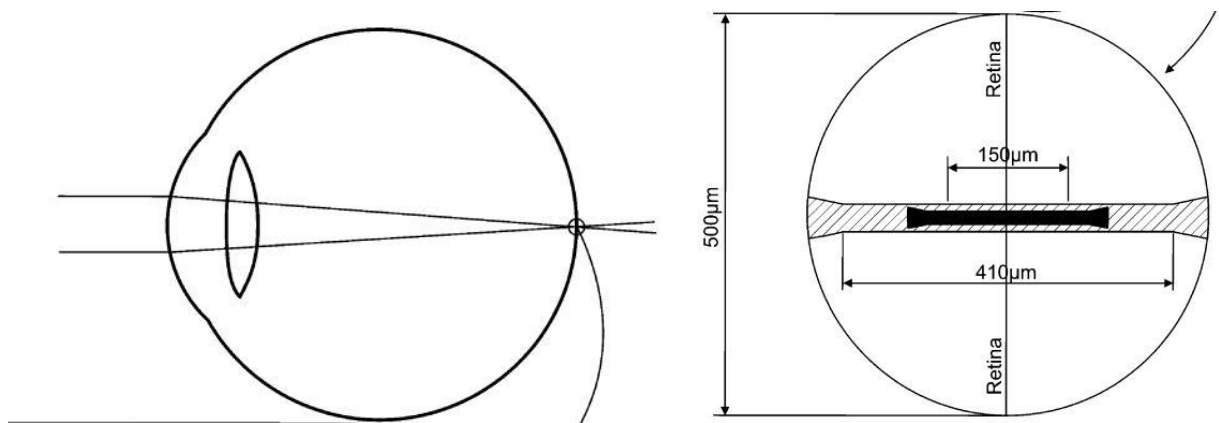


Рис. 1.2 – Довжина фокусу очей з гостротою зору 0,5' та 1' масштабована до розмірів людського ока [1,4]

Форма та вигляд довжини фокусної області залежать від ряду цільових чинників, у тому числі від освітленості, кольору, форми і розмірів ока людини. При збільшенні довжини фокусу зменшується рефракція і зростає суб'єктивна амплітуда акомодатії. В зв'язку з цим в останні роки з'явився значний інтерес до того, які чинники впливають на довжину фокусу і як правильно її оцінювати.

У роботі [10,11] було проведено декілька досліджень фокусного діапазону, в якому пацієнт бачить об'єкт чітко. Визначено, що ДФО є приблизно обернено пропорційною до розміру зіниці при постійній освітленості сітківки ока. Для зіниць з діаметром 3 мм за умов денного освітлення, ДФО у 7 пацієнтів змінювалася від $\pm 0.33 D$ до $\pm 0.54 D$, в середньому $\pm 0.44 D$. Методом "спостереження", були знайдені параметри плями для високо контрастних схем Ландольта, при яких ДФО для зіниць діаметром 2-4 мм становить $\pm 0.18 D$. Проте помічено, що пацієнти чутливіші до дефокусу при менших діаметрах кілець Ландольта. У цьому випадку ДФО падала приблизно до $\pm 0.10 D$, що було обмежено гостротою зору пацієнту. Отже, довжина фокусу збільшується при зростанні розміру об'єкта. Виявлено також, на ДФО та амплітуду акомодатії впливають також діаметр зіниці ока і контраст зображення.

1.3 Фактори, що впливають на формування фокусної області ока

Реальна оптична система ока людини багато в чому відрізняється від оптичної системи схематичного, ідеалізованого ока. До цього призводять такі фактори [3,4]:

- Найважливіша оптична поверхня оптичної системи ока – передня поверхня рогівки – не має осьової симетрії. Фактично, в «кращому» випадку, це тороїд (сплюснута сфера).
- На передній поверхні рогівки в зоні отвору зіниці трапляється додаткова опуклість діаметром в декілька (2...4) мм, яка несиметрично розташована відносно оптичної осі ока, частіш за все в нижній частині рогівки. Це так званий **кератоконус**.
- Поверхні кришталика також не мають ідеальної осьової симетрії. Кришталик розміщується не завжди точно центровано відносно оптичних поверхонь рогівки і не буває ідеально оптично однорідним. Останнє є властивим і для скловидного тіла.

- Отвір зіниці не точно центрований відносно інших оптичних елементів ока.
- Візуальна вісь є нахиленою до оптичної осі. Це призводить до відсутності осьової симетрії оптичних поверхонь відносно вказаної осі.
- Трапляється неузгодженість між кардинальними відрізками ока і довжиною ока. Переважна кількість людей має вікові та придбані порушення функції акомодатії ока.
- Оптичні середовища ока мають залежність показника заломлення від довжини світлової хвилі.

Все це разом призводить до погіршення функціонування зорового органу людини. Тому оптичні недоліки оптичної системи ока є у офтальмологів об'єктом постійної уваги, а штучне виправлення цих недоліків – перманентною задачею [12,15].

Головними факторами погіршення гостроти зору вважають вади оптичної системи ока, до яких відносять геометричні аберації центрованої оптичної системи ока, аберації, пов'язані з деформацією оптичних поверхонь, нецентрованістю рогівки і кришталіка та оптичні неоднорідності оптичних середовищ ока, дифракцію світла на краях отвору зіниці (дифракцію Фраунгофера) – як прояв фізичних законів природи (хвильовий характер світла).

1.3.1 Вплив астигматизму на формування фокусної області ока

Астигматизм оптичної системи ока – це аберація, яка на відміну від дефокусу порушує гомоцентричність пучків променів. Внаслідок неоднакової рефракційної сили ока в різних перетинах, наприклад в меридіональному та сагітальному, фокусуються в точку лише ті промені, які належать тільки одному перетину [8].

Розрізняють рогівковий, кришталіковий та змішаний правильний астигматизм. В наш час за характером аметропії у двох головних меридіанах

визначають тип правильного астигматизму, а по їх взаємному розташуванню – вид правильного астигматизму.

Астигматизм не виділяється в окремий вид клінічної рефракції, проте має велике клінічне значення. Теоретичною моделлю ходу променів в астигматичному оці вважають коноїд Штурма. Коноїд має 2 головних перерізи KK' і MM' (рис.1.3). Щілеподібний пучок світла, відповідно перерізу KK' , заломлюється в точці А. Щілеподібний пучок світла, відповідно перерізу MM' , заломлюється в точці В.

Якщо в око направити пучок світла, що заповнює зіницю, а сітківку розмістити у площині точки А, виникає зображення горизонтальної лінії, яка називається передньою фокальною лінією. Якщо сітківка знаходиться у площині точки В, то виникає зображення вертикальної лінії – задньої фокальної лінії. При зміщенні сітківки від точки А до точки В на ній утворюються зображення еліпсів, а посередині між точками – правильне коло світлорозсіювання. Кожне астигматичне око має особливості. У центральних і периферичних відділах оптичної системи ока структура астигматизму може істотно відрізнятись. У модифікованому коноїді є два головних перетини MM' і KK' (рис. 1.3).

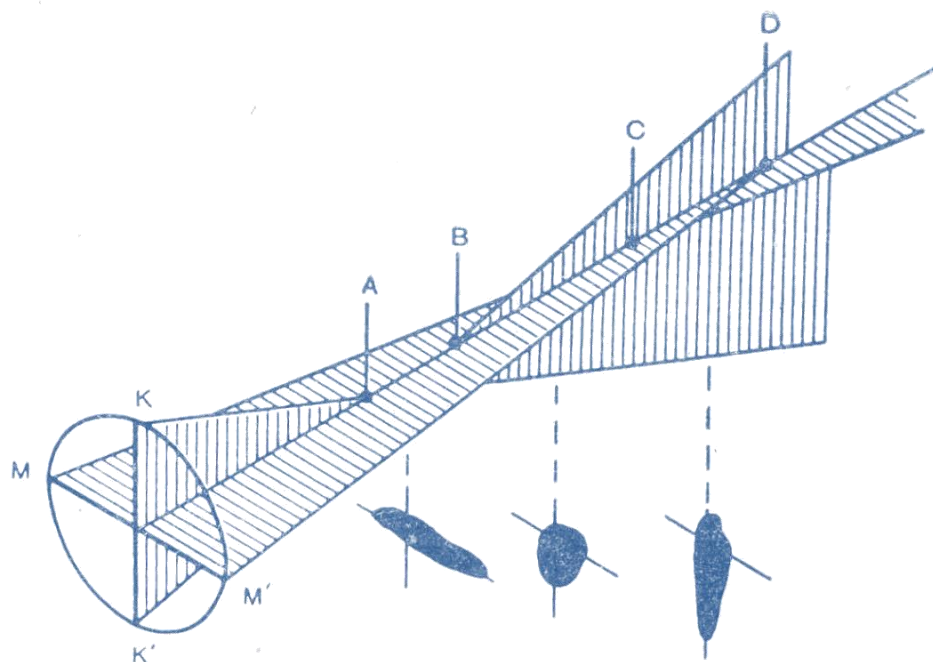


Рис. 1.3 – Коноїд Штурма

Внаслідок нерівномірності заломлення у вертикальному головному перерізі КК' (рис. 1.3), щілеподібний пучок світла заломлюється не в одній точці, як це має місце у коноїді Штурма, а на відрізку оптичної осі АВ.

Аналогічно для променів, що приходять через горизонтальний головний перетин ММ'. Ці промені перетнуться на відрізку оптичної осі CD. Якщо в око направити світло і розмістити сітківку між точками А і В, то у цій площині буде спостерігатися зображення горизонтально розташованої смуги, ширина якої може бути більше або менше в залежності від ступеня нерівномірності заломлення у вертикальному перерізі.

Чим більшою є нерівномірність заломлення, тим більше дистанція між точками А і В і тим ширше передня фокальна лінія. При положенні сітківки в будь-якій точці між точками С і В отримаємо зображення вертикальної лінії, ширина якої обумовлена ступенем нерівномірності заломлення у вертикальному перерізі. Переміщення сітківки від однієї фокальної лінії до іншої призводить до утворення фігур світлорозсіювання асиметричної форми. Переміщення будь-якої предметної точки вздовж візуальної осі ока призводить до зміни розмірів і розподілу світла у світловій плямі — зображенні цієї точки на сітківці [12].

1.3.2 Вплив сферичної аберації на формування фокусної області ока

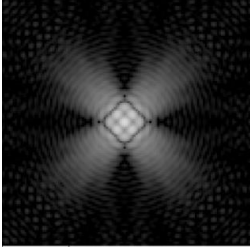
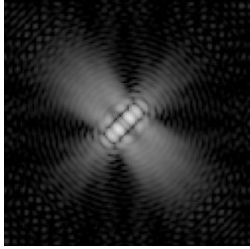
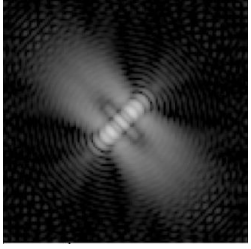
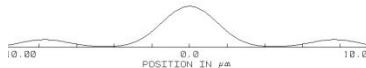



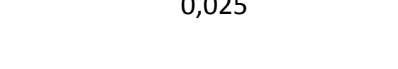
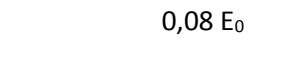
Під сферичною аберациєю розуміють різну заломлюючу силу променів, що проходять через центральні та периферичні відділи оптичної системи або будь-якої заломлюючої поверхні. Наприклад, промені що йдуть через периферичний відділ оптичної системи, мають коротшу фокусну відстань на відміну від променів, що проходять ближче до оптичної осі. Чим більше діаметр вхідної зіниці, тим більший негативний вплив сферичної аберації на якість зображення [13,14].

В табл. 1.1 на основі [13,14] показано розподіл освітленості в площинах, зміщених відносно заднього фокусу, отриманий за допомогою ZEMAX для модельованої оптичної системи ока з коефіцієнтом сферичної аберації 0,2 і

діаметром отвору зіниці 3 мм. В другому та третьому рядках таблиці показані графіки розподілу освітленості по осям X,Y відповідно. У табл.1.2 показано величина ДФО при дії сферичної аберації ОС.

Таблиця. 1.1

Інтенсивність в площинах, зміщених відносно заднього фокусу

	Площина $z'=0$ мкм	Площина $z'=0.1$ мкм	Площина $z'=0.2$ мкм
ФРТ			
Розподіл інтенсивності по осі X	0,21 	0,025 	0,08 E_0 
Розподіл інтенсивності по осі Y	0,21 	0,025 	0,08 E_0 

Таблиця 1.2

Довжина фокусної області при наявності сферичної аберації

Діаметр вхідної зіниці, $D_{вз}$, мм	$D_{плями}$, мкм	Сферична аберация з коефіцієнтом 0,05	Сферична аберация з коефіцієнтом 0,1	Сферична аберация з коефіцієнтом 0,2
		Діоптрійний діапазон довжини фокусної області, дптр		
2	30 мкм	0,807..-0,802	0,8..-0,789	0,683..-0,657
	20 мкм	0,453..-0,446	0,376..-0,378	-
3	30 мкм	0,59..-0,58	0,488..-0,491	-
	20 мкм	0,35..-0,34	0,174..-0,173	-
4	30 мкм	0,467..-0,46	0,418..-0,428	0,208..-0,214
	20 мкм	0,278..-0,2	0,191..-0,207	-

Сферична аберация, як правило, виражена в різних степенях в різних меридіанах і навіть межах одного меридіану в протилежних напрямках від осі,

наприклад вліво та вправо від неї. При сферичній аберації периферичні зони оптичної системи ока мають слабшу рефракцію ніж центральні, в зв'язку з присутністю кришталика, який має великий коефіцієнт заломлення.

1.3.3. Вплив поздовжньої хроматичної аберації оптичної системи ока на довжину фокусної області та обсяг псевдоакомодації

Хроматична аберация обумовлена різним коефіцієнтом заломлення променів з різною довжиною хвилі. Короткохвильові фіолетові промені заломлюються сильніше, ніж довгохвильові, в результаті чого на сітківці відсутній точковий фокус.

Якщо фокус синіх променів сумістити з сітківкою, то зображення точки буде оточено червоним ореолом. І навпаки, при суміщенні з екраном фокусу червоних променів, зображення точки буде оточено синім ореолом. Найкраща якість зображення виникає у тому випадку, якщо площина зображення знаходиться між фокусами червоних та фіолетових променів.

Величина хроматичної аберації прямо пропорційна діаметру зіниці. Оцінка впливу хроматичної аберації на якість зображення людського ока пов'язана з певними труднощами, наприклад з неоднаковим поглинанням середовищами ока різних монохроматичних променів. Вплив хроматичної аберації залежить також від виду освітлення, яке використовується, а при природному освітленні – від погоди та часу доби, оскільки вказані умови визначають спектральний склад денного світла.

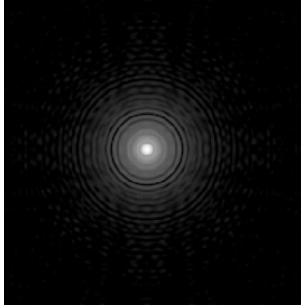
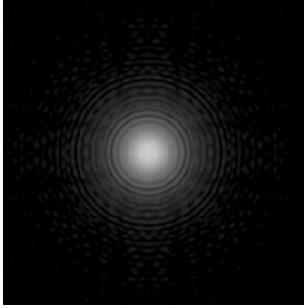
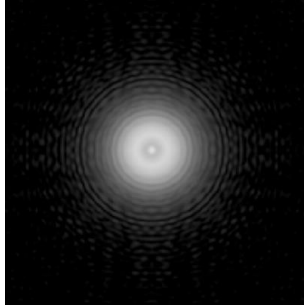
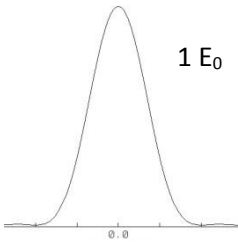
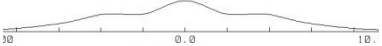
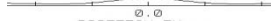
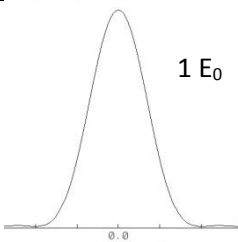
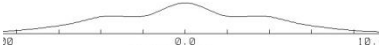

Хроматична аберация не вносить суттєвого впливу на центральний зір. Визначення гостроти зору в монохроматичному світлі, а також використання спеціальних оптичних систем, що виправляють хроматичну аберацию ока, не сприяє суттєвому підвищенню якості центрального зору. Знання фізіологічних основ хроматичної аберації необхідно не тільки для правильного розуміння умов функціонування ока, але й в практичній діяльності.

Діаметр плями розсіювання як і при астигматизмі залежить від величина z' (зміщення відносно заднього фокусу в мм). При симетричному

розташуванні фокусної зони відносно сітківки обсяг псевдоакомодації дорівнює величині $a[\text{дптр}]$ з від'ємним знаком (див. табл. 1.3). У табл.1.4 показано величина ДФО при дії позовжнього хроматизму ОС.

Таблиця 1.3

Розподіл освітленості у площинах навколо фокусу

	Площина $z'=0$ мкм	Площина $z'=0.1$ мкм	Площина $z'=0.2$ мкм
ФРТ			
Розподіл інтенсивності по осі X	 1 E_0	 0,25	 0,04 E_0
Розподіл інтенсивності по осі Y	 1 E_0	 0,25	 0,04 E_0

Таблиця 1.4

Довжина простору об'єктів – від нескінченності до площини, віддаленої від ока на дистанцію $a[\text{мм}]$.

Діаметр входної зіниці, $D_{\text{вз}}, \text{мм}$	$D_{\text{плями}}, \text{мкм}$	Діоптрійний діапазон довжини фокусної області, дптр
2	30 мкм	0,84..-0,81
	20 мкм	0,43..-0,45
3	30 мкм	0,63..-0,61
	20 мкм	0,36..-0,3
4	30 мкм	0,48..-0,48
	20 мкм	0,29..-0,3

1.4. Аналіз методів і апаратних засобів для вимірювань обсягу псевдоакомодації ока

На цей час відомо два типи методів вимірювання обсягу псевдоакомодації пресбіопічних чи артіфакічних очей. Ці методи можна поділити на дві групи: суб'єктивні та об'єктивні. До суб'єктивних відносяться ті, що використовують зорову реакцію пацієнта, який повинен розпізнавати конкретні оптопти, розташовані на відстанях від ока, що змінюються. Вимірювання фокусної області об'єктивними методами здійснюються без активної участі пацієнта [15,16,17].

1.4.1 Суб'єктивні методи вимірювання обсягу псевдоакомодації ока

- Відомий один з найпростіших суб'єктивних методів, запропонований авторами публікацій [18,20]. Обсяг псевдоакомодації цим методом визначається за допомогою чорних точок, радіально розташованих на кожній з трьох скляних пластин, що розміщуються одна за одною на оптичній лаві. Середня пластина розташовується відносно ока пацієнта на відстані 50 см. Пацієнт фіксує погляд на цій пластині, дві інші пластини поступово переміщуються у напрямку до середньої. Їх рух закінчується в той момент, коли точки на всіх трьох пластинах пацієнт бачить однаково «різко». Цим методом було встановлено, що при постійній освітленості сітківки величина обсягу псевдоакомодації є обернено-пропорційною до діаметру зіниці ока. При діаметрі зіниці 3 мм у більшості пацієнтів вона знаходилася у діапазоні $\pm 0,33$ - $\pm 0,54$ дптр. Треба підкреслити, що метод не гарантує достовірних результатів через велику вірогідність похибок, пов'язаних із неможливістю контролювати виконання пацієнтом умови фіксації погляду на середній пластині. У пацієнта також може існувати залишковий обсяг реальної фізіологічної акомодації, який додається до обсягу псевдоакомодації, помилково збільшуючи його.

Перевагою такого методу вимірювання обсягу псевдоакомодації слід вважати простоту його реалізації. Головним недоліком розглянутого методу є недостовірність отриманих результатів, через велику вірогідність похибок вимірювання. Даний метод є суб'єктивним і результат вимірювань суттєво залежить від суджень пацієнта. Вимірювання обсягу псевдоакомодації в такий спосіб не дозволяє відокремити із загального обсягу псевдоакомодації його оптичну складову.

- У роботі [21] представлений метод визначення обсягу псевдоакомодації з використанням для цього процедури оцінювання гостроти зору пацієнта. Гострота зору оцінювалася за допомогою кілець Ландольта. Пацієнт за цим методом визначає місце розриву кілець при змінних відстанях між оком і екраном з кільцями Ландольта. Діапазон відстаней, у якому гострота зору практично є незмінною, вказує обсяг псевдоакомодації ока. Таким методом у роботі [21] був встановлений середній обсяг псевдоакомодації $\pm 0,18$ дптр при діаметрі зіниці 4,2 мм. Але цей діапазон виявився істотно залежним від розмірів кілець Ландольта. При переході до кілець з меншими діаметрами спостерігалось звуження діапазону ДФО до $\pm 0,1$ дптр.

Запропонований метод вимірювання обсягу псевдоакомодації та довжини фокусної області є більш досконаліший ніж попередній, адже дає більш розширені знання про стан зорового органу пацієнта, вимірюючи гостроту зору.

Обсяг псевдоакомодації та довжина фокусної області, виміряні в такий спосіб, є залежними від кутового розміру щілини у кільці Ландольта і зростають при збільшенні ширини щілини. Іншими словами спостерігається залежність результатів від розмірів оптотипів. Вимірювання є суб'єктивним, адже залежить від суджень пацієнта. Даний метод не дозволяє відокремити довжину фокусної області, як оптичну складову загального обсягу псевдоакомодації ока.

- Більш досконалий метод досліджень величини обсягу псевдоакомодації був розроблений і реалізований авторами роботи [23]. Ними було

експериментально досліджено величину обсягу псевдоакомодації не тільки при зміні кутових розмірів знаків Снеллена – літери «Е», але й при зміні їх контрасту, розміру зіниці і врахування практичного досвіду пацієнта, тобто його вмінь і навиків щодо самотестування власної гостроти зору.

Згідно методу [24] на відстані 8,6 м від ока пацієнта розташовується екран із зображенням літери «Е» (рис. 1.4). За умовами спостереження кутовий розмір елементів літери змінюється від 0,2 до 0,7 кутових хвилин з кроком 0,1 кут. хв. Контраст між екраном і зображенням при освітленості 85 кд/см² становить 99%.

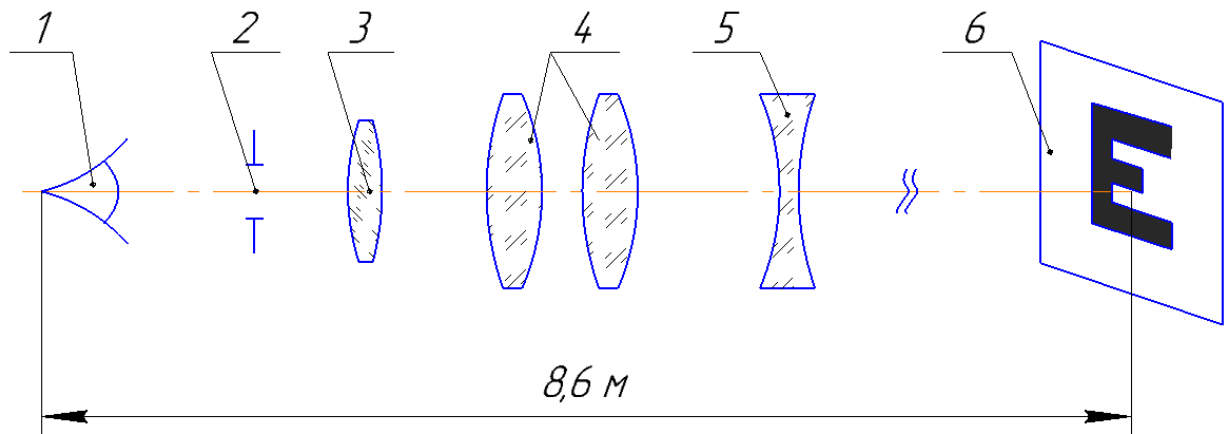


Рис. 1.4 Схема досліджень величини обсягу псевдоакомодації згідно [24]: 1 – око пацієнта, 2 – штучна зіниця (діафрагма), 3 – лінза для корекції аметропії та астигматизму ока пацієнта, 4 – оптометрична лінза Бадаля, 5 – розсіювальна лінза, 6 – екран з тест-об'єктом.

Пацієнт розглядає зображення літери через оптичну систему, розташовану на оптичній лаві між оком та екраном. Оптична система складається з двох компонентів. Перший має оптичну силу +5 дптр, другий – 6 дптр. При відповідній відстані між компонентами ця система може перетворюватися на телескопічну систему Галілея, повернутої до ока пацієнта об'єктивом, а окуляром – до екрану з літерою. В такому стані система компонентів 4 та 5 має нульову оптичну силу. Компонент 5 має можливість переміщуватися вздовж оптичної осі для досягнення двох задач. Перша задача

– компенсація аметропії ока пацієнта, якщо вона має місце. Аметропія є компенсованою, коли око пацієнта «чітко» бачить літеру «Е» на екрані. Якщо крім аметропії око має ще й астигматизм, то його, при необхідності, виправляють циліндричною лінзою 3. Друга задача осьового переміщення лінзи 5 – надання контрольованого дефокусування зображення літери відносно сітківки ока пацієнта. Мета – виявлення того найбільшого діапазону дефокусування зображення літери відносно сітківки, в якому зоровий апарат пацієнта ще не відчуває дефокусування. Визначений в діоптріях діапазон нечутливості ока до дефокусування і є його обсягом псевдоакомодації.

Для виявлення впливу на величину обсягу псевдоакомодації діаметру зіниці перед оком встановлюється діафрагма з отвором. При вимірюваннях обсягу псевдоакомодації цей отвір забезпечує примусовий і незмінний діаметр освітленої зони зіниці. Результати досліджень впливу діаметра освітленої зони зіниці на обсяг псевдоакомодації ока представлені графіками на рис.1.5 та 1.6.

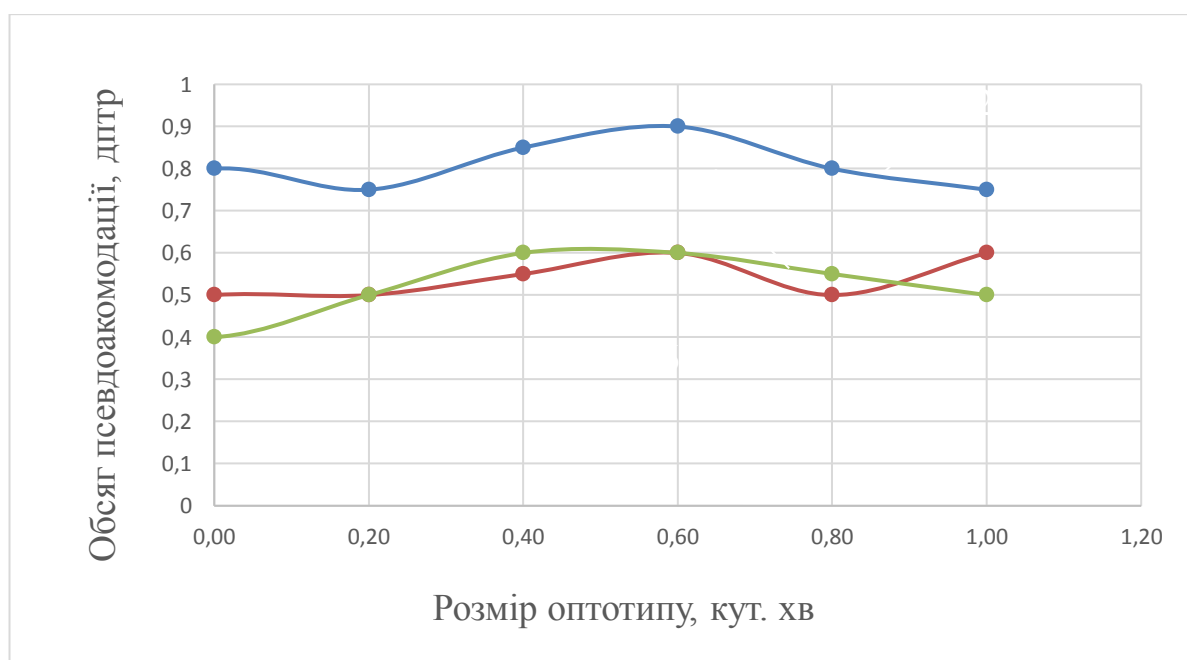


Рис.1.5 Графіки залежності обсягу псевдоакомодації від розмірів оптичного типу

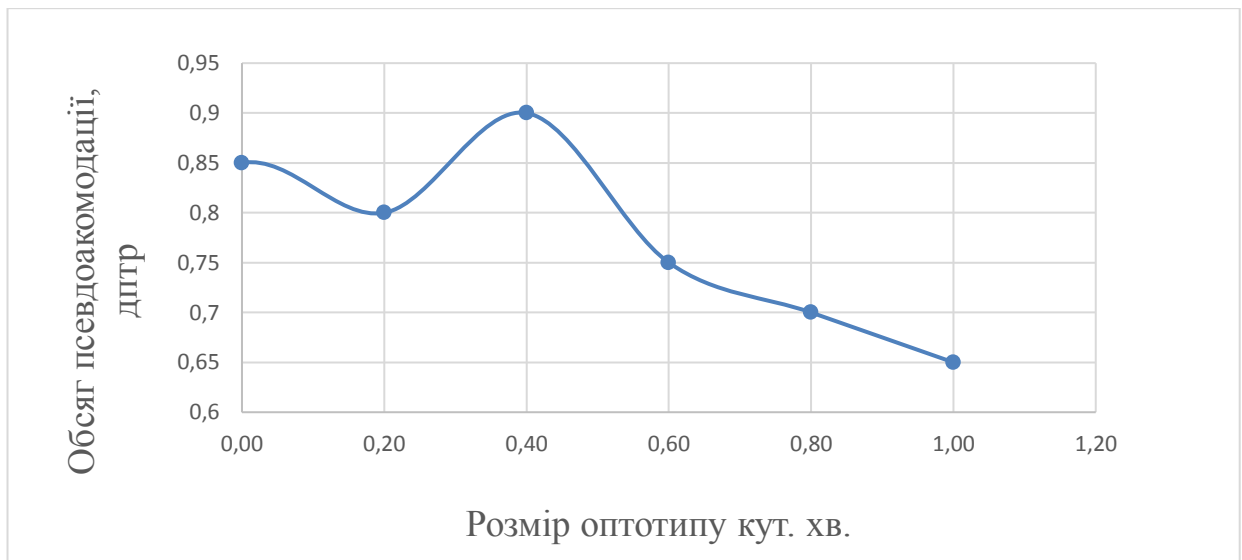


Рис.1.6 Графіки залежності обсягу псевдоакомодації від кутового розміру літери **Е**

Залежність обсягу псевдоакомодації від контрасту зображення виявилась не значною, рис.1.5., а отже його величина суттєво не впливає на точність вимірювань.

Переваги даного методу вимірювань полягають в можливості компенсації наявної в оці пацієнта аметропії, що одночасно є процесом рефрактометрії ока. Вимірювання обсягу псевдоакомодації в такий спосіб є значно точнішим за методи розглянуті в пунктах 1-2. Даний метод передбачає визначення залежності вимірюваної величини обсягу псевдоакомодації та довжини фокусної області від зміни кутових розмірів знаків Снеллена – літери «Е», зміни їх контрасту, розміру зіниці і врахування практичного досвіду пацієнта, тобто його вмінь і навиків щодо самотестування власної гостроти зору.

Наявність у пацієнта досвіду через надання йому точних інструкцій мало суттєвий вплив на кінцевий результат вимірювань. Пацієнти, яким заздалегідь не було роз'яснено методику аналізу зображення, давали досить неточні показання, що призводило до значного відхилення таких вимірювань від решти результатів. Даний суб'єктивний метод оцінки обсягу псевдоакомодації та довжини фокусної області не дозволяє відокремити ці дві величини, і тим

самим ще раз підтверджує великий недолік суб'єктивних методів вимірювань і ставить під сумнів достовірність отриманих за їх допомогою результатів.

- Інший метод вимірювання обсягу псевдоакомодації був запропонований українським вченим офтальмологом професором М.М. Сергієнком. Метод полягає у відтворенні залежності гостроти зору від відстані на якій вона оцінюється [2,4,24]. Умови методу: дослідження проводяться у приміщенні з освітленістю екрану з оптотипами у 210 лк. В якості оптотипів використовуються кільця Ландольта.

Екран, за допомогою якого визначалася гострота зору, розміщується на рухомій платформі і освітлюється двома лампами (рис.1.7) [23,24].

Голова пацієнта при проведенні експерименту знаходиться у фіксованому і розслабленому положенні. Гострота зору оцінюється при зміні відстані від ока до екрану з кроком 10 см у діапазоні від 3 м до 20 см. При кожній відстані пацієнт повинен правильно вказати положення розриву кільця Ландольта. Перед пацієнтом почергово встановлюють оптотипи з меншими розмірами кілець Ландольта.

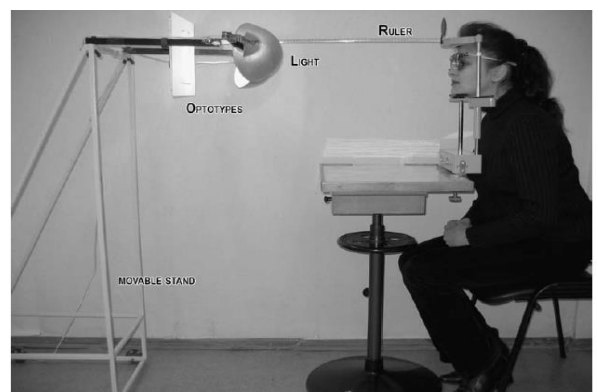
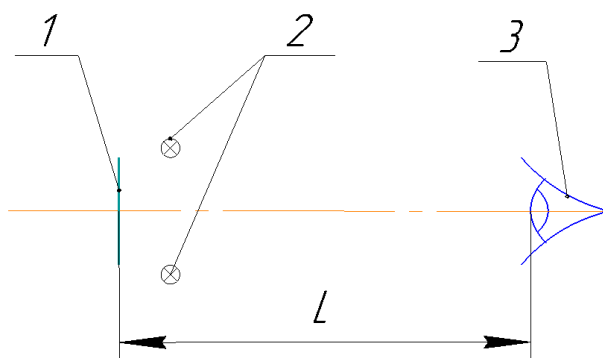


Рис. 1.7 Схема вимірювання обсягу псевдоакомодації методом М.М. Сергієнка: 1- рухомий екран з оптотипами – кільцями Ландольта, 2- освітлювальні лампи, 3- око пацієнта.

Зменшення розмірів оптотипів припиняється з моменту першої помилки пацієнта у визначенні положення розриву кільця. Під час показу кожного

аркуша з кільцями його положення змінюють 3-4 рази (затуливши від пацієнта) так, щоб розрив кожного разу був спрямований в інший бік. Гострота зору для кожної відстані розраховується за формулою [23]:

$$V = d/D ,$$

Де V – гострота зору, d – відстань на якій вона встановлена, D – відстань від ока до екрану, що відповідає межі кутового розділення в одну кутову хвилину.

Обсяг псевдоакомодації розраховується за формулою:

$$F[\partial nmp] = \frac{1000}{a_{\min}} - \frac{1000}{a_{\max}} ,$$

де, F – обсяг псевдоакомодації у діоптріях, a_{\min} – відстань у міліметрах до найближчої точки, a_{\max} – відстань до найдалшої точки зору з фіксованою гостротою зору .

У такій спосіб при діаметрі зіниці 4 мм були отримані середні значення F в межах 1.12 ± 0.035 дптр, 0.62 ± 0.021 дптр, 0.47 ± 0.027 дптр при значеннях гостроти зору 1.0, 1.5, 2.0 відповідно (рис.1.8).

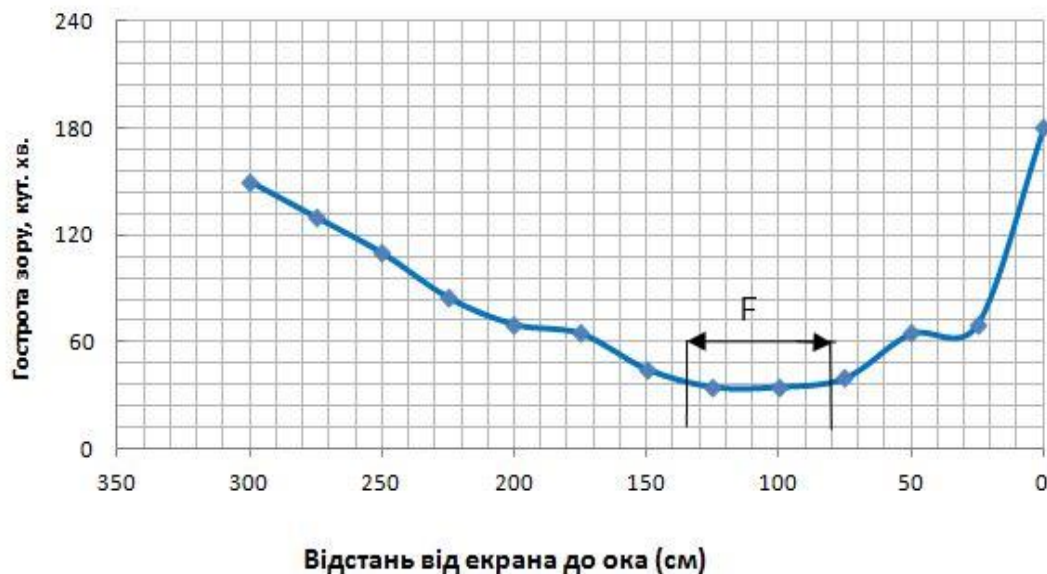


Рис. 1.8. Графік залежності гостроти зору від відстані між екраном з оптичними типами та оком, F - діапазон у [см], що відповідає обсягу псевдоакомодації, визначеному при гостроті зору 1.5 [23]

Перевагами такого методу є простота його реалізації та висока достовірність отриманих результатів.

До недоліків слід віднести великий проміжок часу, потрібний для проведення оцінок гостроти зору (до 40 хвилин), який через втому пацієнта може негативно вплинути на результати, а також відсутність можливості виділення з обсягу акомодатії ока її оптичну складову.

1.4.2. Об'єктивні методи вимірювання обсягу псевдоакомодатії та довжини фокусної області ока

- Вільним від недоліків попереднього методу є метод, запропонований групою іспанських дослідників [25,26]. Метод заснований на використанні даних aberометрії ока, яка здійснюється за долі секунди, не потребує активної участі пацієнта у вимірюваннях і, що найголовніше, дозволяє отримати дані саме про оптичну складову обсягу псевдоакомодатії. Оптична схема вимірювальної установки показана на рис 1.9 [40].

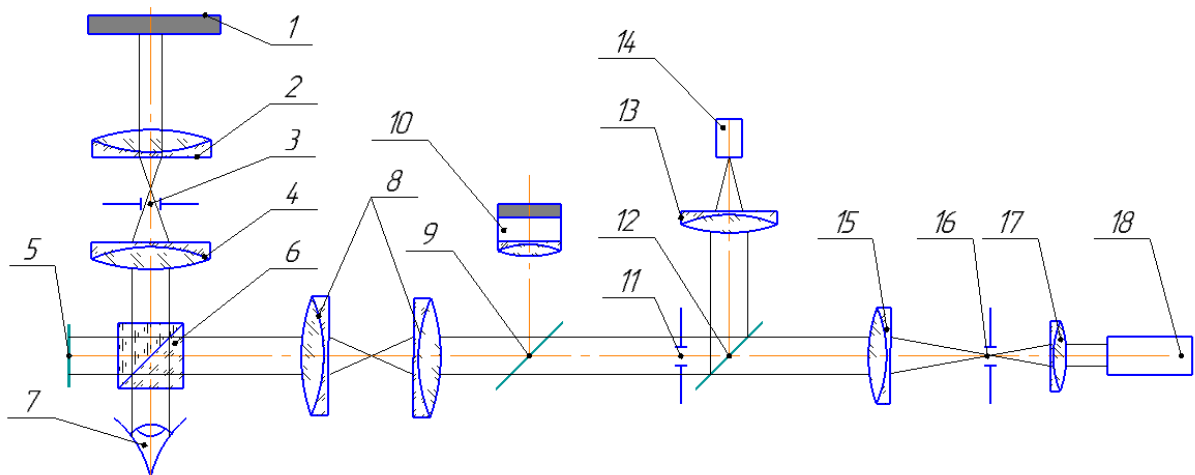


Рис. 1.9 Оптична схема установки для визначення оптичної складової обсягу псевдоакомодатії: 1 – датчик Гартмана-Шека, 2,4 – компоненти системи Бадаля, що спрягають зіницю ока та лінзовий растр датчика Г-Ш, 3 – польова діафрагма, 5 – дзеркало, 6 – поляризаційний світлодільний куб, 7 – око пацієнта, 8 – система Бадаля, 9, 12 – світлоділильні дзеркала, 10 – відеокамера, 11 – штучна зіниця, 13, 15, 17 – об'єктиви, 14 – лазерний діод $\lambda=788$ нм, 16 – мікродіафрагма, 18 – He-Ne лазер.

Установка містить освітлювальний і вимірювальний канали, що поєднуються за допомогою поляризаційного світлоділильного куба (поз 6). В якості джерел випромінювання у вимірювальному каналі використовується He-Ne лазер з $\lambda=543$ нм і лазерний діод з $\lambda=788$ нм. Сфокусоване об'єктивом 17 світло направляється на тонкий отвір (мікродіафрагму), яка виконує функцію точкового джерела випромінювання, що проектується на сітківку ока пацієнта і утворює на сітківці світлову мікропляму. Між світлоподільним кубом і оком пацієнта встановлено телескопічну систему Бадаля 8, один з компонентів якої переміщується вздовж осі кроковим двигуном. Ці переміщення потрібні для досягнення чіткого зображення діафрагми 16 на сітківці ока. Перед системою Бадаля 8 встановлюється діафрагма 11, яка системою Бадаля оптично спрягається з зіницею ока і обмежує її освітлену зону колом з потрібним діаметром.

Як вимірювач деформацій хвильового фронту, що виходить з ока пацієнта, використано датчик Гартмана-Шека. Швидкісна відеокамера 10, Spectra Source Instruments, MCD 600S, що має високу роздільну здатність, функціонує синхронно з датчиком Гартмана-Шека і здійснює запис зображення освітленої сітківки ока. У датчику Гартмана-Шека встановлено лінзовий растр, складений з 35 мікролінз з апертурою 1 мм.

Перед початком вимірювань пацієнт відшукує максимально чітке зображення точкового джерела світла, за допомогою переміщення компонента системи Бадаля 8. На цьому його активна участь у вимірюваннях завершується. Знайдене положення компонента приймається за початкове для інших вимірювань. Кроковий двигун, керований за допомогою комп'ютерної програми, лінійно переміщує компонент системи Бадаля вздовж оптичної осі. Діапазон переміщень вказаного компонента призводить до еквівалентного дефокусування зображення мікроплями на сітківці у діапазоні ± 12 дптр з кроком 0,0856 дптр в першій сесії, і 0,125 дптр у другій. Кожний крок супроводжується збереженням сигналів з відеокамери і датчика Гартмана-Шека у пам'яті комп'ютера.

Відповідно до кожного кроку відтворюється функція хвильової аберації, модуляційна передавальна функція (МПФ) та функція розсіювання точки (ФРТ). Визначення оптичної складової обсягу псевдоакомодації відбувається за допомогою критерію допустимої зміни контрольованого параметра, що характеризує якість зображення точкового джерела на сітківці (радіусу ФРТ, граничної частоти МПФ тощо). Цим методом було встановлено, що для зіниці з діаметром отвору 2 мм, 4 мм та 6 мм оптична складова обсягу псевдоакомодації становить 0.54 дптр, 0.31 дптр та 0.21 дптр відповідно.

Останній із розглянутих методів безумовно є суттєвим кроком на шляху до автоматизації процедури вимірювань оптичної складової обсягу псевдоакомодації, тобто довжини фокусної області ока.

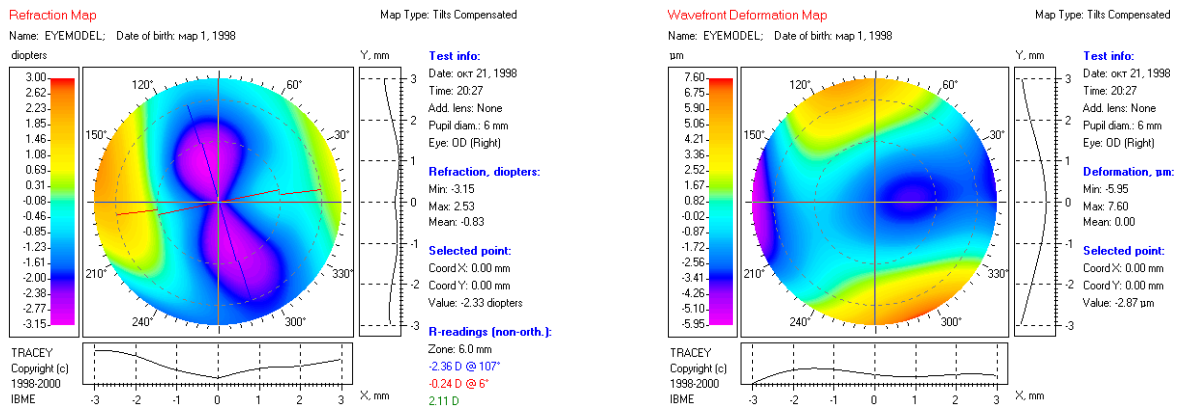
Запропонований метод дозволяє об'єктивно виміряти обсяг псевдоакомодації артифакічного та пресбіопічного ока і одночасно здійснити aberометрію, тобто отримати повну об'єктивну інформацію про стан зорового органу пацієнта.

Апаратна реалізація цього методу потребує використання і вдосконалення сучасних офтальмологічних aberометрів, які через ціновий фактор є мало доступними для широкого кола лікарів офтальмологів. До того ж використання крокового двигуна та механізмів переміщення масивних компонентів системи Бадаля, істотно знижає швидкодію такого приладу.

- Здійснювати визначення обсягу псевдоакомодації можна методом aberометрії [30,31]. До складу aberометра входить лазер, двох координатний акустооптичний дефлектор, колімаційний об'єктив, об'єктив фотоприймального пристрою та фотоелектричний вимірювач координат світлової плями на сітківці. Канал рейтресингу утворюється лазером, дефлектором та колімаційним об'єктивом.

Результатом вимірювання за таким методом є карта рефракції пацієнта, та відновлена функція хвильової аберації за результатами просторової aberометрії.

Карти хвильової аберації ока та визначеного за їх допомогою обсягу псевдоакомодації, отримані на вищевказаному aberометрі, представлені на (рис. 1.10).



а)

б)

Рис. 1.10 а) карта абераційної складової рефракції, б) карта хвильового фронту

Вимірювання обсягу псевдоакомодації та довжини фокусної області за допомогою aberометрії ока є непрямим процесом. Дані про обсяг псевдоакомодації отримуються шляхом складних математичних розрахунків. Головним недоліком такого методу вимірювань є громіздкість математичних процедур і значна похибка визначення вказаної величини, що пов'язана з похибками відновлення функції хвильової аберації ока за результатами рейтрейсингової aberометрії.

За результатами відновлення функції хвильової аберації розраховуються середньоквадратичне значення RMS і відповідний обсяг псевдоакомодації (рис. 1.11) [27].

$$RMS = \bar{\rho}^2 = \frac{2}{A^2} \sum_{m=0,1..} \left\{ \frac{m}{2} \left[(\alpha_{m,m}^c)^2 + (\alpha_{m,m}^s)^2 \right] + \sum_{k=1,2..} (2k+m) \left[(\alpha_{2k+m,m}^c)^2 + (\alpha_{2k+m,m}^s)^2 \right] \right\}$$

$$A_{\Phi O}[\text{dnmp}] = \frac{4000(C_{2,0}^{\max} - C_{2,0}^{\min})}{\sqrt{2} \cdot r_m^2}$$

Де $\alpha_{m,m}^c$ – коефіцієнти, що розраховуються через визначені в результаті aberометрії ока амплітуди абераційних мод полінома Церніке $C_{n,m}$

$$\begin{aligned} \sqrt{2}C_{0,0} &= \alpha_{0,0}^c - \alpha_{2,0}^c; & C_{1,1} &= \alpha_{1,1}^c - \alpha_{3,1}^c; & C_{2,2} &= \alpha_{2,2}^c - \alpha_{4,2}^c; \\ \sqrt{2}C_{2,0} &= \alpha_{2,0}^c - \alpha_{4,0}^c; & C_{3,1} &= \alpha_{3,1}^c - \alpha_{5,1}^c; & C_{4,2} &= \alpha_{4,2}^c - \alpha_{6,2}^c; \\ \sqrt{2}C_{4,0} &= \alpha_{4,0}^c - \alpha_{6,0}^c; & C_{5,1} &= \alpha_{5,1}^c - \alpha_{7,1}^c; & C_{6,2} &= \alpha_{6,2}^c - \alpha_{8,2}^c; \\ K &; & K &; & K \end{aligned}$$

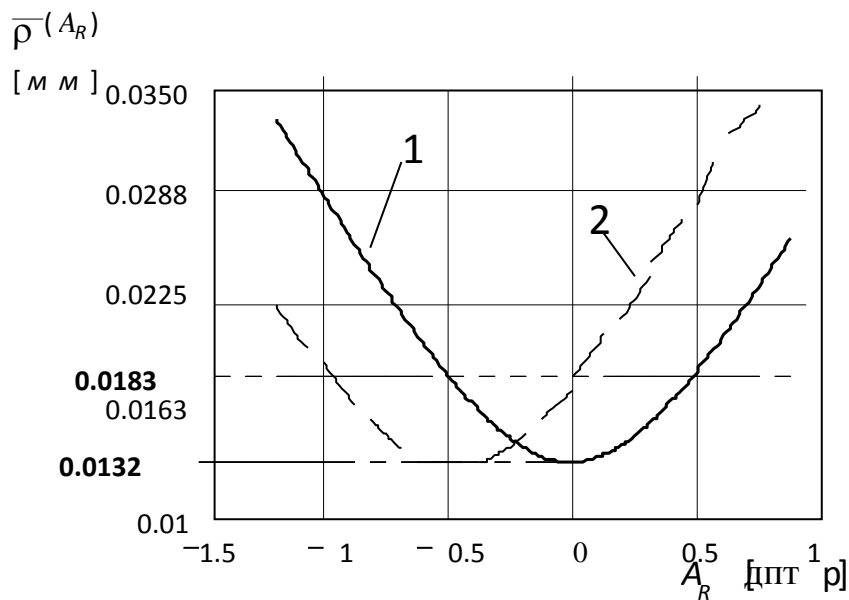


Рис. 1.11 Графічний результат вимірювання обсягу псевдоакомодації

Амплітуди абераційних мод спектру, визначені за таким методом, дозволяють розраховувати довжину фокусної області та на цій основі визначати оптичну складову обсягу псевдоакомодації.

Недолік методу полягає в тому, що оцінка ДФО є опосередкованою, а тому істотно залежною від точності aberометрії, яка навіть при сучасному розвинутому і вдосконаленому апаратному забезпеченні ще не є достатньою.

1.5. Мета і завдання даних дисертаційних досліджень

Вище представлений огляд дозволяє зробити висновок що існуючі на цей час суб'єктивні та об'єктивні методи визначення і рефракційного стану та

довжини фокусної області артифакічного та пресбіопічного ока не в повній мірі задовольняють вимоги сучасної офтальмологічної практики. Головним недоліком суб'єктивних методів є неможливість виділення із загального обсягу псевдоакомодації тієї складової, що обумовлена виключно дією оптики ока. Аберометрія ока як можливий об'єктивний спосіб визначення оптичної складової обсягу псевдоакомодації та довжини фокусної області артифакічного та пресбіопічного ока є непрямим методом визначення та додатково несе в собі накопичені похибки відновлення функції хвильової аберації.

З огляду на це **метою** даної дисертаційної роботи постає розробка та наукове обґрунтування методу та апаратного засобу для об'єктивного вимірювання оптичної складової обсягу псевдоакомодації та залишкової аметропії пресбіопічного та артифакічного ока.

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 1

1. Проведений огляд та аналіз існуючих на цей час суб'єктивних та об'єктивних методів і апаратних засобів для визначення обсягу псевдоакомодації та довжини фокусної області ока показав, що на сьогоднішній день головним їх недоліком є відсутність можливості відокремлення із загального обсягу псевдоакомодації складової, яка обумовлена властивостями і вадами оптичної системи ока, а тому ці методи не можуть задовольнити вимогам сучасної офтальмології та клінічної практики.

2. Аберометрія ока, яка можливий спосіб вимірювання довжини фокусної області, є опосередкованим методом вимірювань, а тому не може вважатися придатною для об'єктивної оцінки довжини фокусної області через втрату потрібної точності вимірювань вказаного параметру.

3. Науковими завданнями даної роботи слід вважати:

- Розробку та обґрунтування нового об'єктивного методу вимірювання залишкової аметропії та довжини фокусної області артіфакічного та пресбіопічного ока.
- Розробку та обґрунтування функціональної схеми вимірювача, що реалізує запропонований метод
- Перевірку комп'ютерним моделюванням основних теоретичних положень запропонованого методу.
- Розробку математичного забезпечення методу та створення алгоритмів та методики вимірювання.
- Теоретичне та експериментальне дослідження похибок визначення залишкової аметропії та обсягу псевдоакомодації, що обумовлені дією електричного шуму фотоприймача.
- Експериментальне дослідження похибок вимірювання обсягу псевдоакомодації та залишкової аметропії артіфакічного та пресбіопічного ока на дослідному зразку вимірювача.

Публікації до розділу 1: [42]

РОЗДІЛ 2

МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ МЕТОДУ ТРИВИМІРНОЇ МІКРОФОТОМЕТРІЇ ПОВІТРЯНОГО ЗОБРАЖЕННЯ СВІТЛОВОЇ МІКРОПЛЯМИ

Головною метою даного розділу є розробка та наукове обґрунтування об'єктивного методу вимірювання оптичної складової обсягу псевдоакомодації та залишкової аметропії артіфакічного та пресбіопічного ока.

Головною задачею даного розділу є дослідження потенційної можливості створення на основі запропонованого методу об'єктивного вимірювача обсягу псевдоакомодації та довжини фокусної області артіфакічного ока. Для цього необхідно є розробка алгоритму функціонування та відповідного математичного апарату, який дозволяє визначати розподіл освітленості в світловій мікроплямі на сітківці ока та визначення за його допомогою обсягу псевдоакомодації, довжини фокусної області та залишкової рефракції артіфакічного та пресбіопічного ока.

У другому розділі розглядаються та розв'язуються такі задачі:

1. Розробка та наукове обґрунтування об'єктивного методу визначення залишкової рефракції та оптичної складової обсягу псевдоакомодації артіфакічного та пресбіопічного ока.
2. Розробка функціональної схеми апаратного засобу що реалізує запропонований метод.
3. Математичне та комп'ютерне моделювання роботи запропонованої системи вимірювача.
4. Дослідження функціонування схеми вимірювача складеної з умовно безабераційних та реальних компонентів системи.
5. Розрахунок RMS-радіусів «інерції» моментів другого порядку, отриманих з результатів фотометрії розподілу освітленості в зображенні

точкового випромінювача.

6. Дослідження впливу дефокусування зображення та зміни діаметру зіниці на величину RMS-радіуса світлової мікроплями на сітківці.

2.1 Метод вимірювання довжини «повітряного» зображення світлової мікроплями на сітківці ока

Метод, що пропонується, полягає у здійсненні тривимірного аналізу розподілу освітленості у «повітряному» зображенні світлової мікроплями на сітківці ока пацієнта [27,28]. На основі цього аналізу визначається глибина простору об'єктів, яка дорівнює обсягу псевдоакомодації ока. Метод повністю виключає вплив пацієнта на процес вимірювань, а тому є цілком об'єктивним і порівняно простим в технічній реалізації.

Метод передбачає здійснення тривимірної фотометрії «повітряного» зображення – зображення світлової мікроплями на сітківці, сформованого оптичною системою ока у зворотному від сітківки напрямку. На рис. 2.1 для прикладу показано артіфакічне око з міопією, яке формує дійсне «повітряне» зображення світлової мікроплями перед оком.

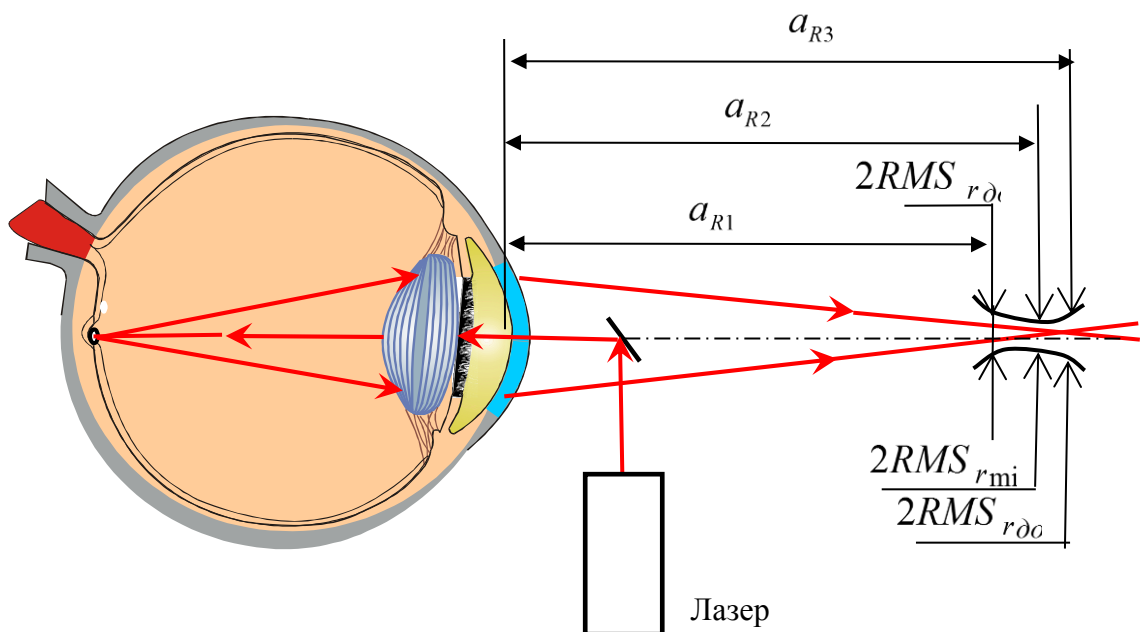


Рис. 2.1 Формування оптичною системою артіфакічного ока «повітряного» зображення світлової мікроплями на сітківці

«Повітряним» зображенням в офтальмології називають зображення сітківки, сформоване самою оптичною системою ока у зворотному напрямку променями, що відбиваються від сітківки, проходять через оптичну систему ока і утворюють дійсне (при міопії) чи уявне (при гіперметропії) зображення сітківки, а точніше її освітленої ділянки. Для визначення оптичної складової обсягу псевдоакомодації пропонується використовувати «повітряне» зображення світлової мікроплями на сітківці у зоні фовеоли. Скануючи вздовж оптичної осі «повітряне» зображення світлової мікроплями, можна виміряти її осьову довжину за обраним критерієм і потім розрахувати оптичну складову обсягу псевдоакомодації.

Якщо перед оком встановити лінзу, то при еметропічному оці «повітряне» зображення опиниться у її задній фокальній площині, а при аметропічному оці – на деякій відстані від фокальної площини. Знак і величина цієї відстані буде залежати від величини та знаку аметропії, а також від оптичної сили лінзи.

Для виявлення положення перетину, в якому зображення вважається найбільш сфокусованим, пропонується використовувати параметр, який вказує не тільки на розмір світлової плями, але й на щільність розподілу освітленості навколо світлового центру «ваги» плями. В механіці, де аналогом розподілу освітленості є розподіл маси тіла, такими параметрами є радіуси моментів інерції (полярні, осьові, відцентрові).

В оптиці аналогічними параметрами є значення RMS-радіусу, розраховані з використанням функції розподілу освітленості у зображенні точки. Розрахунок радіусу полярного моменту RMS_r здійснюється за виразом:

$$RMS_r = \sqrt{\frac{\iint_Q (x^2 + y^2) E(x, y) dx dy}{\iint_Q E(x, y) dx dy}}, \quad (2.1)$$

де $E(x, y)$ – функція розподілу освітленості у конкретному перетині «повітряного» зображення, Q – зона де $E(x, y) \neq 0$, (x, y) – координати, початок яких знаходиться у точці світлового центру «ваги» плями (центроїді).

Перетин, в якому значення RMS_r отримує мінімальне значення, вважається площиною найкраще сфокусованого «повітряного» зображення мікроплями. Положення цього перетину вказує дистанцію до подальшої точки ясного зору a_R , через яку розраховується величина аметропії:

$$A_R[\partial nmp] = \frac{1000}{a_R[мм]} . \quad (2.2)$$

Обсяг псевдоакомодації A_{PR} визначається через відстані a_{Ri} , на яких функція $RMS_r(a_{Rk})$ зростає на допустиму величину, наприклад на 5%, при якій зоровий апарат ще не відчуває погіршення «чіткості» зображення точки (на рис.2.1 ці відстані позначені як a_{R1} та a_{R3}):

$$A_{PR}[\partial nmp] = \frac{1000}{a_{R1}} - \frac{1000}{a_{R3}} . \quad (2.3)$$

На рис.2.2 показана функціональна схема вимірювача, що дозволяє фізично відтворювати функцію $RMS_r(\Phi_k)$, де Φ_k оптична сила варіолінзи на кроці з номером k , та за допомогою Φ_k визначати параметри A_R та A_{PR} .

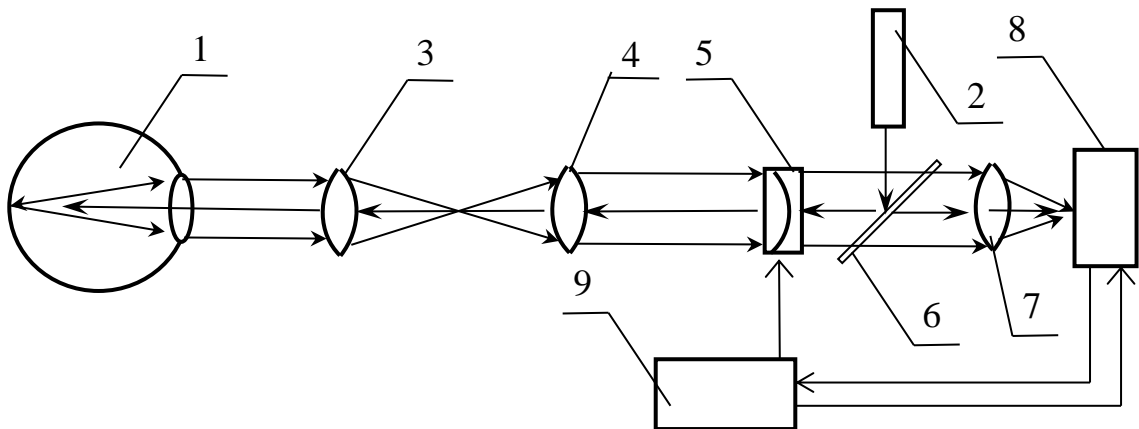


Рис.2.2 Функціональна схема вимірювача параметрів A_R та A_{PR} : 1 – око; 2 – лазер з колімованим випромінюванням; 3, 4 – телескопічна система; 5 – варіолінза; 6 – світлоподілювач; 7 – об'єктив відеокамери; 8 – відеокамера; 9 – комп'ютер.

Випромінювання від лазера 2 у вигляді тонкого колімованого пучка променів потрапляє в око і створює в зоні макули світлову мікропламу.

Телескопічна система з кутовим збільшенням призначена для оптичного спряження головних площин варіолінзи і головних площин оптичної системи ока, які знаходяться в зоні зіниці. Для цього головні площини варіолінзи 5 суміщені із заднім (по ходу променів з права на ліво) фокусом компонента 4, а головні площини оптичної системи ока – із заднім фокусом компонента 3. Комп'ютер 9 дозволяє крок за кроком змінювати оптичну силу варіолінзи. Водночас під керуванням комп'ютера відеокамера синхронно фіксує «повітряне» зображення освітленої зони сітківки. збереження яких у пам'яті комп'ютера. Утворена і збережена у пам'яті комп'ютера серія кадрів дає можливість здійснювати фотометрію у різних перетинах кожного зрізу «повітряного» зображення світлової мікроплями на сітківці.

Серія відтворених і оцифрованих розподілів освітленості у зображенні світлової мікроплями дозволяє потім відтворювати функцію і розраховувати. Коли оптична сила варіолінзи досягає величини аметропії ока A_R , то на виході з ока у напрямку до відеокамери утворюються пучки паралельних променів. Зображення сітківки опиняється у задній фокальній площині об'єктиву відеокамери. При цьому досягає мінімуму, що використовується як ознака отримання значення параметру A_R ока пацієнта.

У напрямку до ока діаметр лазерного пучка на зіниці складає долі міліметра (0.3...0.5) мм, а у зворотному від сітківки – (3...5) мм. Тому зміни у розподілі на фотоприймачі освітленості фактично будуть обумовлені лише порушенням оптичної спряженості між поверхнею сітківки і світлочутливим шаром відеокамери. Останнє означає, що відеокамера сканує «повітряне» зображення сітківки вздовж візуальної осі ока, тобто здійснює тривимірну фотометрію цього зображення.

Два різних значення Φ_{k1} та Φ_{k2} , при яких досягається допустиме збільшення функції $RMS_r(\Phi_k)$ відносно її мінімального значення, дозволяє знайти значення параметра A_{PR} за формулою:

$$A_{PR} = |\Phi_{k1} - \Phi_{k2}|, \quad (2.4)$$

в якій оптичні сили Φ_{k1} та Φ_{k2} наведені у діоптріях.

Направлений в око тонкий пучок променів утворює на сітківці ока мікропляму, розмір якої залежить від наявних в оці аберацій (наявності аметропії, або гіперметропії, астигматизму). Змінюючи із заданим кроком, наприклад у 0,1 дптр, оптичну силу панкратичного компонента, можна досягти мінімального розміру мікроплями на сітківці. Те, що відбувається на сітківці, фіксується відеокамерою синхронно зі зміною оптичної сили панкратичного компонента. Коли на сітківці утворюється мікропляма з мінімальним радіусом R_{\min} другого гаусового моменту від функції розподілу освітленості у мікроплямі, то на фотоприймачі відеокамери зображення освітленої зони сітківки, сформоване у зворотному напрямку оптичною системою ока і компонентами 7, 5, 6, 2, також має мінімальний аналогічний радіус. Якщо око аметропічне, то оптична сила панкратичного компонента 5 при досягненні R_{\min} дорівнює з протилежним знаком величині аметропії ока. Цей ефект можна використовувати для вимірювання аметропії ока, тобто для створення офтальмологічного авторефрактометра [15].

Однією з першочергових задач даного розділу є теоретична перевірка потенційної можливості здійснювати вимірювання первинних аберацій та ДФО запропонованим методом.

Для досягнення поставленої мети потрібно адекватно змодельовати оптичну систему вимірювача та аметропічного ока з дифузно-розсіювальною сітківкою і на основі аналізу розподілу освітленості у «повітряному» зображенні світлової мікроплями на сітківці визначити як абераційний стан оптичних компонентів системи вимірювача впливає на похибки вимірювань аметропії ока; як на похибки вимірювань аметропії ока впливає величина аметропії ока; як зворотний хід променів через оптичну систему вимірювача впливає на результати вимірювань аметропії; як діаметр зіниці ока впливає на величину обсягу псевдоакомодації.

2.2 Комп'ютерне моделювання методу мікрофотометрії

Аналітичний спосіб моделювання розповсюдження світла в складних оптичних системах є занадто громіздким, а для переважної більшості систем – неможливим. Чисельний метод є також дуже громіздким і трудомістким. Проте його можна здійснити з використанням комп'ютерів та комп'ютерних програм, які достатньо адекватно моделюють розповсюдження світла в оптичних середовищах. Для цього можна скористатися відомими комп'ютерними програмами аналізу оптичних систем такими як ОПАЛ, ZEMAX та іншими. Найбільш придатною для такого моделювання слід вважати програму ZEMAX.

На рис.2.3 показано оптичну систему приладу, який реалізує метод, представлений у роботі [67] та захищений патентом [88]. Телескопічна система Бадаля (поз. 6,7) оптично спрягає варіолінзу з площиною зіниці ока. Ця система складена з двох однакових об'єктивів, через що її кутове, лінійне та позовжнє збільшення за модулем дорівнюють одиниці. При вказаній умові система Бадаля нібито встановлює варіолінзу в око, зберігаючи за «встановленою» в око варіолінзою ту саму оптичну силу, яку вона має дійсно.

Змінюючи оптичну силу варіолінзи можна знаходити ту її величину, при якій на сітківці ока пляма має найменший діаметр і найвищу щільність розподілу освітленості відносно центральної точки плями, що свідчить про виправлення аметропії. Вказана щільність визначається за допомогою розрахунку великої кількості променів, що надходять із джерела та проходять всю систему у прямому до ока та у зворотному напрямку до площини фотоприймача де аналізується «повітряне» зображення освітленої зони сітківки.

Щільність просторового розподілу променів у площині аналізу оцінюється за величиною *RMS*, розрахованого за координатами променів відносно координати головного променя пучка у площині фотоелектричного аналізу.

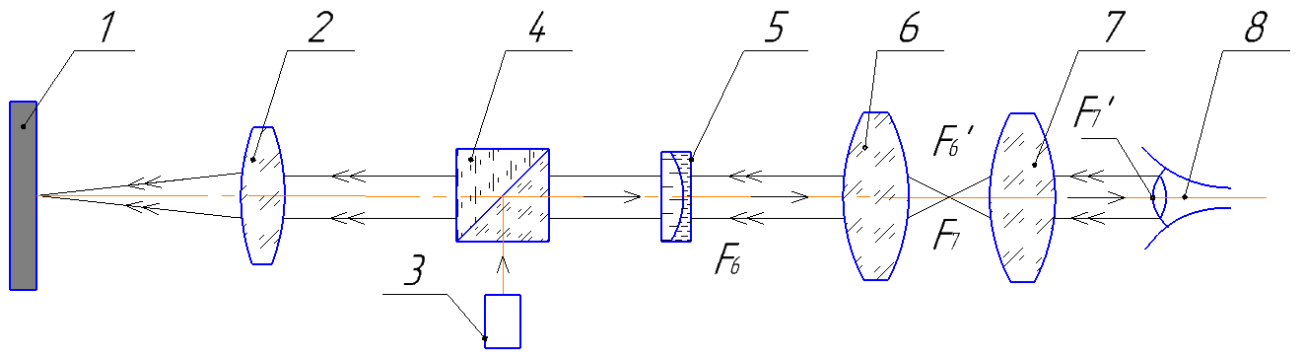


Рис. 2.3 Оптична система приладу для вимірювань обсягу псевдоакомодації або довжини фокусної області оптичної системи ока: 1 – площа фотоприймача 2 – об’єктив, 3 – лазерний випромінювач світла, 4 – поляризаційний світлоподільник, 5 – варіолінза, 6,7 – компоненти телескопічної системи Бадаля, 8 – системи ока з передньою фокусною відстанню 17 мм.

Кожна зміна оптичної сили Φ варіолінзи супроводжується розрахунком RMS . Відтворена у такий спосіб функція $RMS(\Phi)$ дає можливість визначати модельовану величину аметропії ока і обсяг псевдоакомодації. Так аметропія має значення Φ , при якому функція $RMS(\Phi)$ отримує мінімальне значення. Обсяг псевдоакомодації визначається як діапазон значень Φ , в якому функція $RMS(\Phi)$ збільшується на допустиму відносно мінімуму величину. У вказаному діапазоні значень Φ збільшення $RMS(\Phi)$ не повинно супроводжуватися помітним для людини погіршенням гостроти зору.

Із порівняння заданої величини аметропії моделі ока та її відтвореної величини можна також знаходити похибки методу та досліджувати вплив на ці похибки різного роду факторів.

Моделювання оптичної системи здійснювалося у два етапи. На першому етапі всі компоненти оптичної системи вимірювача моделювалися як безаберацийні. Такі компоненти в пакеті ZEMAX відносяться до типу «paraxial». Вони не мають осьової товщини, а їх оптична дія характеризується лише фокусною відстанню. Моделювання процесу вимірювань величин аметропії та обсягу псевдоакомодації в таких умовах дозволило відтворювати

дію системи приладу і досліджувати похибки методу вимірювань, виключаючи при цьому вплив абераційних спотворень компонентів системи, тобто інструментальних похибок вимірювача.

На другому етапі моделювання всі компоненти системи мали реальну конструкцію. Як такі компоненти використовувалися серійні фотооб'єктиви Індустар 50. Це давало можливість спостерігати вплив на дію системи реальних абераційних спотворень від компонентів, і досліджувати інструментальну складову похибок.

Розповсюдження променів у зворотному від сітківки напрямку моделювалося у ZEMAX за допомогою «дзеркальної» розгортки оптичної системи відносно площини сітківки.

Моделювання лазерного випромінювання із заданою кутовою розбіжністю променів $\vartheta = 0.001$ рад здійснювалось із застосуванням paraxial - колімаційної лінзи з фокусною відстанню 100 мм. Інші оптичні paraxial-компоненти мали фокусні відстані, відповідно до реальних серійних об'єктивів, які використовувалися при фізичному моделюванні вимірювача [67], (рис.2.1).

Важливим моментом даного моделювання було надання поверхні, що імітує сітківку ока, ролі розсіювача. Для цього була використана функція програми ZEMAX, що дозволяє імітувати розсіювання світла за законами Ламберта, Гауса та ін. Сітківка – дифузний розсіювач, тому при моделюванні було задіяне ламбертові розсіяння світла в півсферу.

Аметропія ока моделювалося методом зсуву розсіювальної поверхні – імітатора сітківки відносно заднього фокусу paraxial-компонента, що імітує оптичну систему ока. Фокусна відстань цього компонента становила 17 мм. Величини зсуву були розраховані за допомогою формул теорії ідеальної оптичної системи представлені у табл.2.1.

Таблиця 2.1

Аметропія моделі ока

Аметропія [дптр]	-5	-4	-3	-2	-1	0	1	2	3	4	5
Зсув сітківки[мм]	1,58	1,24	0,914	0,598	0,294	0	-0,284	-0,559	-0,825	-1,084	-1,332

За умови відсутності аметропії ока, $A=0$ дптр, точкова діаграма має мінімальне значення $RMS=0.42$ мкм при геометричному радіусі мікроплями $0,055$ мкм при нульовій оптичній силі варіокомпонента ($\Phi=0$ дптр). Вказане свідчить про фактичну відсутність похибки відтворення дійсного значення аметропії еметропічного ока.

Виявлення можливих похибок визначення інших величин аметропії ока здійснювалося при зсувах поверхні сітківки відносно фокусу оптичної системи ока згідно даних табл. 2.1. При цьому слід очікувати переміщення мінімуму функції $RMS(\Phi)$ до відповідних значень заданої аметропії.

На рис. 2.4 показані графіки залежності RMS точкової діаграми від оптичної сили Φ варіолінзи, отримані при значеннях аметропії: $[\pm 1, \pm 2, \pm 3, \pm 4, \pm 5]$ дптр. Як видно з рис. 2.4 мінімуми цих графіків відтворюють модельовану аметропію моделі ока.

Представлені на рис. 2.4 графіки переконливо свідчать про високу точність відтворення системою вимірювача, скомпонованої з параксіальних компонентів, заданої величини аметропії моделі ока.

Аналогічні дослідження були проведені на моделі вимірювача, в якій paraxial-компоненти були заміщені реальними об'єктивами Індустар 50. Ці дослідження показали, що в діапазоні значень аметропії ± 5 дптр заміна абераційних paraxial-компонентів на реальні не призводить до появи відносних похибок відтворення аметропії більших ніж $0,07\%$. А це свідчить про несуттєвий вплив залишкових аберацій реальних компонентів системи на похибку відтворення величини аметропії моделі ока (рис. 2.4).

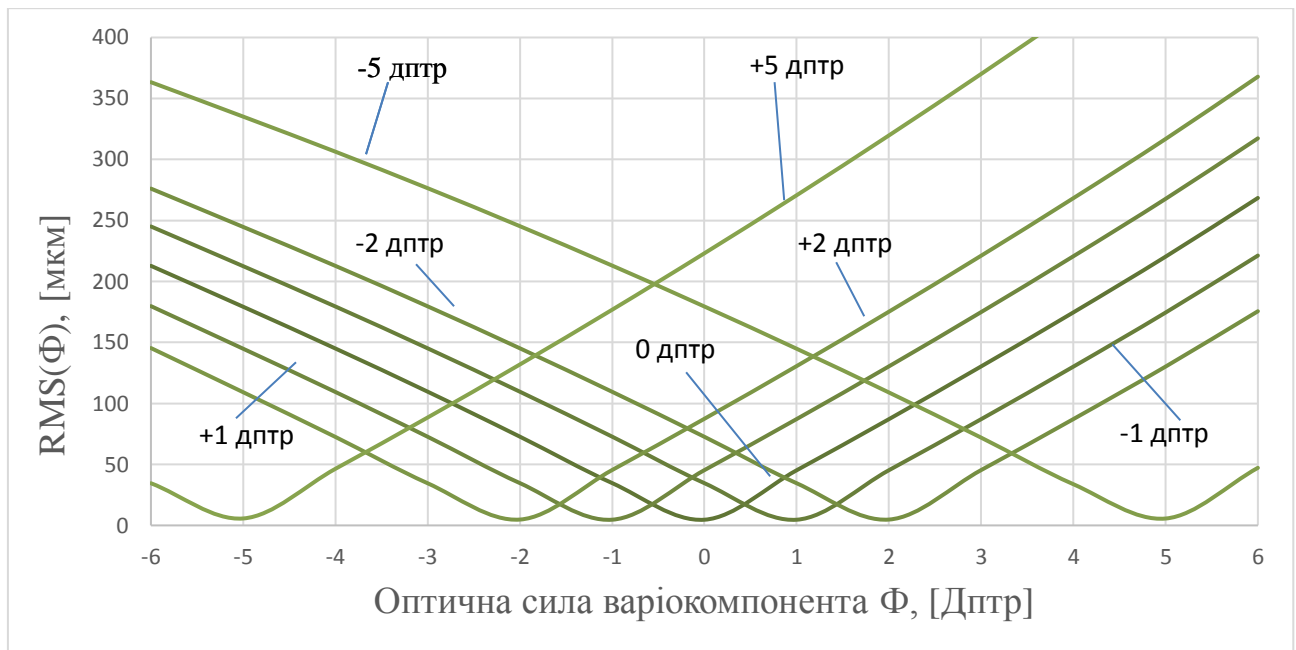


Рис.2.4 Графіки функції $RMS(\Phi)$ точкивої діаграми «повітряного» зображення точки, сформованого оптичною системою ока при фіксованому значенні аметропії.

2.3 Визначення довжини фокусної області та обсягу псевдоакомодації

Відомо, що найменшу глибину фокусної області та найменший обсяг псевдоакомодації має око з нормальною гостротою зору, наближеною до одиниці. Відомо також і те, що найвища гострота зору спостерігається при діаметрі отвору зіниці в межах 2...3 мм, при якому аберации оптичної системи ока ще не впливають помітно на якість зображень на сітківці. При вказаних умовах гострота зору в основному обмежується лише дифракцією світла на краях зіниці та роздільною здатністю зорового нейроапарату. Тому початковий аналіз глибини фокусної області ока, що втратило функцію акомодації, потрібно здійснювати для дифракційно-обмеженої оптичної системи ока.

Розрахунки глибини фокусної області та відповідного до неї обсягу псевдоакомодації потребують даних про функцію розподілу освітленості у зображенні точки на сітківці.

При вище вказаних умовах розподіл освітленості $E(\rho)$ у зображенні точки визначається виразом :

$$E(\rho) = \left[\frac{2\pi a^2}{\lambda f} \right]^2 \left[\frac{2J_1 \left[\frac{2\pi a}{\lambda f} \rho \right]}{\frac{2\pi a}{\lambda f} \rho} \right]^2, \quad (2.5)$$

де ρ – полярна координата точки у площині сітківки, тобто віддаленість точки від візуальної осі, $a = 0.5D_{zin}$, D_{zin} – діаметр вхідної зіниці ока, f – передня фокусна відстань оптичної системи ока, λ – довжина хвилі, $J_1 \left[\frac{2\pi a}{\lambda f} \rho \right]$ – функція Беселя першого роду.

У роботі [5] показано, що RMS , визначене за розподілом освітленості у зображенні точки, дорівнює радіусу другого гаусового полярного моменту, який розраховується за формулою:

$$RMS = \sqrt{\frac{\int_0^{r_k} \int_0^{2\pi} E(\rho) \rho^3 d\rho d\varphi}{\int_0^{r_k} \int_0^{2\pi} E(\rho) \rho d\rho d\varphi}}, \quad (2.6)$$

де r_k – радіус зони навколо центроїду світлової плями, в якій сконцентровано більш 90% світлового потоку, що формує зображення точки. Так в зоні, дифракційного зображення точки обмеженій діаметром кола, яке є геометричним місцем другого мінімуму функції $E(\rho)$, знаходиться 91.2% світлового потоку. В табл. 2.2 наведені дані про величину r_k , знайдені для вказаної зони з урахуванням функції (2.5) при $\lambda = 0.55$ мкм та $f = 17$ мм.

Розрахунок величини RMS -радіусу здійснювався за формулою (2.6) при вказаних у табл.2.2 значеннях D_{zin} та r_k . Знайдені у такий спосіб графік функції $RMS(D_{zin})$ представлено на рис. 2.5.

Таблиця 2.2

Значення RMS-радіуса при зміні діаметра зіниці

$D_{зін}$ [мм]	1.5	2	2.5	3
r_k [мкм]	13.9	10.4	8.4	7.0

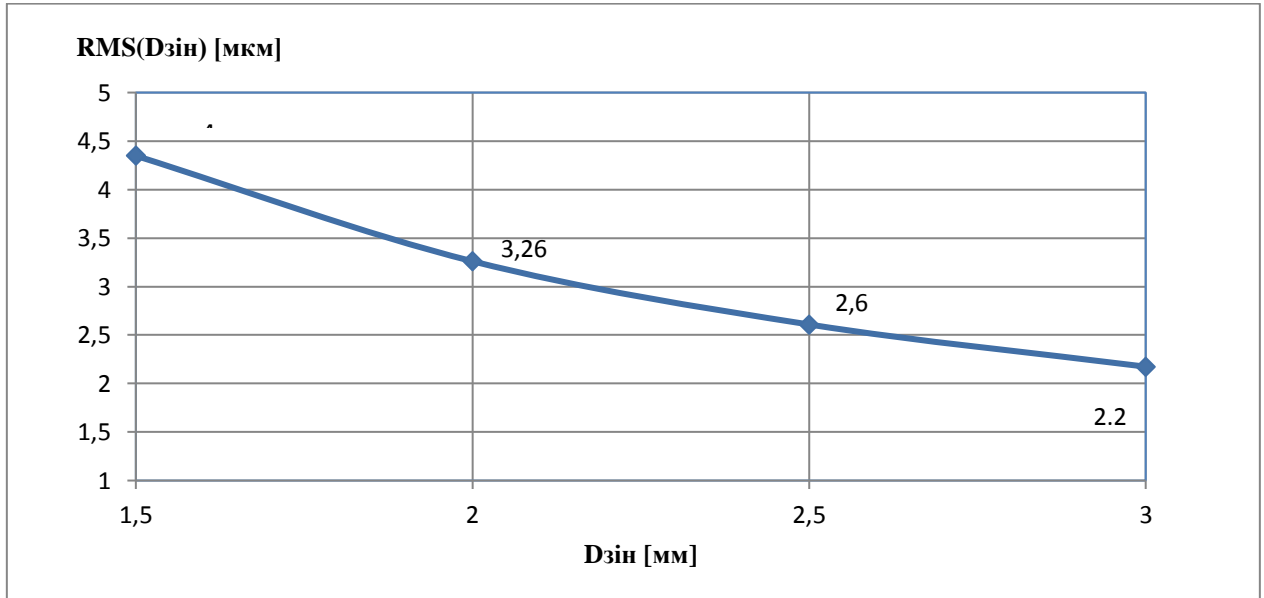


Рис. 2.5 Графік залежності $RMS(D_{зін})$ при дифракційно-обмеженій якості зображення точки на сітківці ока.

Для знаходження залежності величини обсягу псевдоакомодації ока від діаметра зіниці $D_{зін}$ можна використати функцію $RMS(D_{зін})$, представлену на графіку, рис. 2.4., та функцію $RMS(\Phi)$. Обсяг псевдоакомодації ока визначається значеннями Φ , які є коренями рівняння :

$$RMS(\Phi) = RMS(D_{зін}). \quad (2.7)$$

Пошук коренів рівняння (2.7) можна здійснити графічним методом. Так на рис. 2.5 шукані значення Φ знаходяться на перетині графіка $RMS(\Phi)$ з горизонтальними лініями, які вказують значення функції $RMS(D_{зін})$ при заданих діаметрах зіниці ока. Між коренями рівняння (2.7) знаходиться діапазон обсягу псевдоакомодації ока відповідний конкретному діаметру зіниці.

Отримані у такий спосіб результати визначення величин обсягу псевдоакомодації ока при діаметрах зіниці 1.5, 2, 2.5 та 3 мм, представлені на діаграмі, (рис. 2.6-2.7).

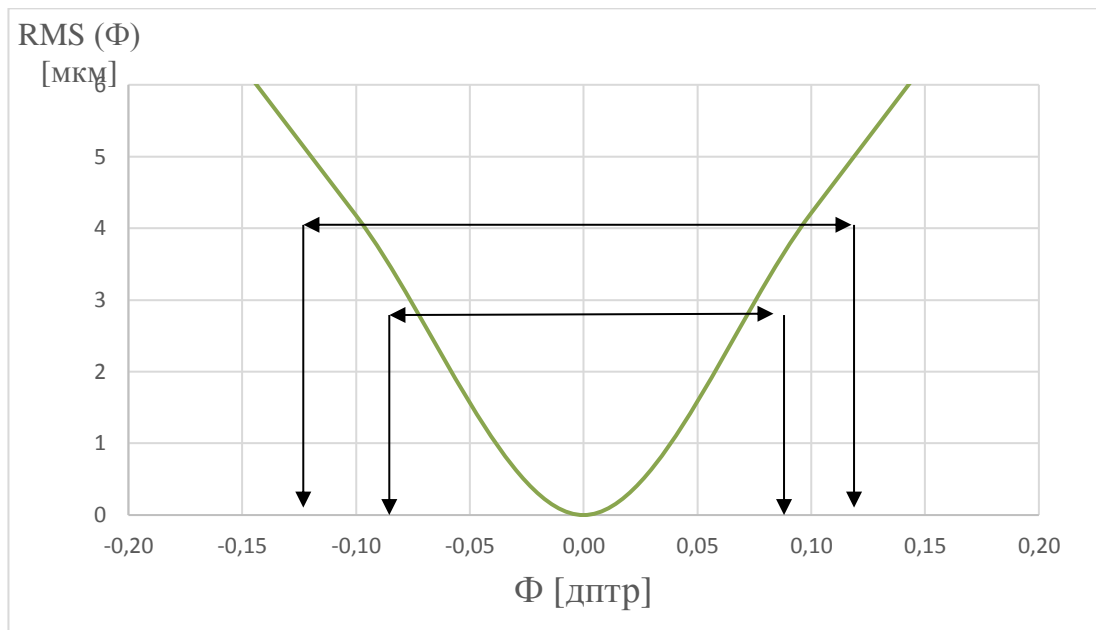


Рис. 2.6. До графічного методу визначення обсягу псевдоакомодації

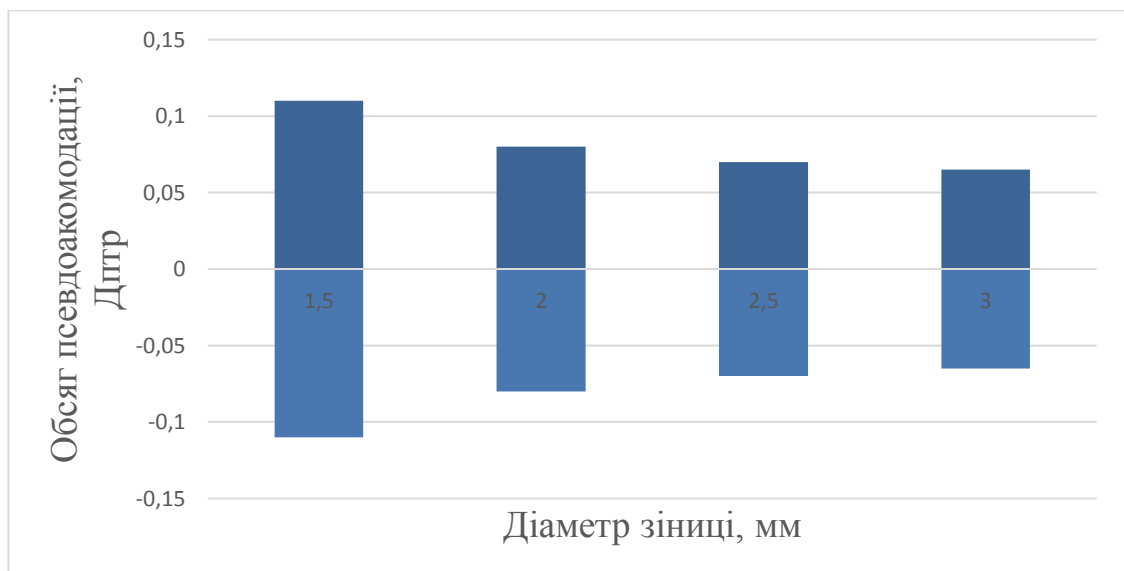


Рис. 2.7 Обсяг псевдоакомодації при вказаних на діаграмах D_{zin}

Представлені діаграмою значення обсягів псевдоакомодації добре узгоджуються з результатами клінічних досліджень впливу дефокусування зображення на сітківці ока через не відповідність оптичної сили ока лінз окулярів величині фактичної аметропії ока. Так розходження між оптичною силою лінзи окулярів та фактичною величиною аметропії ока у $\pm (0,1 \dots 0,25)$

дптр не впливає помітно на гостроту зору. Тому окулярні лінзи виготовляються саме з такими інтервалами дискретних значень оптичних сил.

Зменшення обсягу псевдоакомодації ока зі збільшенням діаметра зіниці, що демонструє діаграма на рис. 2.7, пояснюється зменшенням розміру дифракційного зображення точки на сітківці ока при зростанні діаметру зіниці.

2.4 Визначення радіусів полярного, осьових та відцентрового моментів зображення точки абераційною оптичною системою

Серед відомих параметрів і характеристик якості оптичного зображення особливе значення має параметр RMS (середньоквадратичне відхилення пучка променів від центроїду світлової мікроплями), яким є абераційне зображення точки, сформоване цими променями. У геометричній оптиці вказаний параметр характеризує кучність положення променів в світловій плямі щодо головного променя пучка. В хвильовій оптики RMS абераційної плями по суті є математичним аналогом радіуса інерції полярного або інших моментів плоского тіла з відомим просторовим розподілом маси. Оптичним аналогом маси тіла є світловий потік, що створює зображення точки. RMS при цьому обчислюється з використанням функції розподілу освітленості в зображенні точки (функції розсіювання точки - ФРТ) щодо центроїда - «світлового центру ваги» абераційного плями [48, 49].

У роботах [50,51] показано, що обчислені радіуси осьових, відцентрового і полярного моментів абераційної плями, дозволяють прогнозувати поведінку модуляційної передавальної функції оптичної системи в області низьких просторових частот. З їх допомогою виявляється можливим виявляти параметри класичних видів аберацій нижчих степеневих порядків.

Наприклад, теоретично або експериментально знайдена залежність величини RMS від величини дефокуса дозволяє за значеннями RMS знаходити величину дефокуса. Радіуси осьових і відцентрового моментів дозволяють визначати параметри астигматизму оптичної системи [22, 23]. На основі використання RMS можна створювати датчики осьових переміщень об'єктів,

вимірювати відстані до об'єктів, а також аналізувати і вимірювати абераційні недоліки оптичних систем, в тому числі і оптики ока [57].

Точні залежності RMS від аберацій оптичної системи, зазвичай, знаходять методом розрахунку ходу через неї променів гомоцентричного пучка. Для цього використовуються номінальні значення конструктивних параметрів системи і координати предметної точки. Таку можливість забезпечують сучасні комп'ютерні програми аналізу оптичних систем, наприклад програма ZEMAX. Відновлення фізичними методами тих же залежностей у реальній оптичній системі, з використанням мікрофотометрії освітленості в абераційних зображенні точки, супроводжується спотвореннями значень RMS.

Ці спотворення проявляються в першу чергу через відсутність технічної можливості створювати одну сферичну світлову хвилю, яка повинна надходити в реальну досліджувану оптичну систему і формувати абераційне зображення точки. Кінцеві розміри реальних випромінювачів, ненульові діаметри польових діафрагм, існуюча розбіжність лазерного випромінювання додатково і неминуче впливають на розподіл освітленості в зображенні точки, сформованому досліджуваної системою. Відновлені за цих умов значення RMS матимуть у собі, щонайменше, дві складові. Величина однієї з них обумовлена абераційними властивостями оптичної системи, а величина іншої - розбіжністю пучків променів на вході в досліджувану оптичну систему.

Актуальним є пошук методу, який би забезпечив можливість виділення з сумарних значень RMS складових, обумовлених абераційними властивостями досліджуваної оптичної системи. Такий метод на практиці дозволив би доповнити систему оцінок якості оптичного зображення, сформованого як технічними, так і біологічними оптичними системами, а також створювати нові апаратні засоби, призначені для вимірювальних задач. Розробка і теоретичне обґрунтування зазначеного методу є головним завданням даного розділу.

2.5 Обчислення RMS полярного, осьових і відцентрового моментів за результатами фотометрії освітленості в площині оптичного зображення точкового випромінювача

Значення RMS-радіусів осьових, відцентрового і полярного моментів, обчислені з використанням функції розподілу освітленості в світловому плямі $E(x, y)$, розраховується за формулами:

$$RMS_x = \sqrt{\frac{\iint_Q y^2 E(x, y) dx dy}{\iint_Q E(x, y) dx dy}} = \sqrt{\frac{\iint_Q y^2 E(x, y) dx dy}{\Phi}}; \quad (2.8)$$

$$RMS_y = \sqrt{\frac{\iint_Q x^2 E(x, y) dx dy}{\Phi}}; \quad (2.9)$$

$$RMS_r = \sqrt{\frac{\iint_Q (x^2 + y^2) E(x, y) dx dy}{\Phi}} \quad (2.10)$$

$$RMS_{xy} = \sqrt{\frac{\iint_Q xy E(x, y) dx dy}{\Phi}}, \quad (2.11)$$

де RMS_x , RMS_y – радіуси осьових моментів відносно осей X и Y відповідно, RMS_{xy} – радіус відцентрового моменту, RMS_r – радіус полярного моменту, Q – область інтегрування (область існування функції $E(x, y)$), Φ – світловий потік, що створює зображення випромінювача.

Початок координат x, y знаходиться в світловому «центрі ваги» зображення точки. Якщо оптична система має осьову симетрію, а центр точкового випромінювача розташований на оптичній осі, то світловий «центр ваги» також знаходиться на осі. У цьому випадком розподіл освітленості в зображенні випромінювача описується функцією $E_0(x, y) = E_0 \cdot e(x, y)$, де

$e(x, y)$ відносний розподіл освітленості, E_o – амплітуда, пропорційна потоку випромінювання:

$$\Phi_o = \tau I_o \Omega, \quad (2.12)$$

де I_o – енергетична сила світла осьової точки випромінювача, Ω – тілесний вхідний апертурний кут оптичної системи, τ – коефіцієнт світлопропускання оптичної системи:

Випромінювальна здатність джерела світла з кінцевими лінійними або кутовими розмірами характеризується поверхнево-кутовою щільністю випромінювання - яскравістю.

На малюнку показаний протяжне джерело, поверхня якого розбита на N елементарних ділянок, кожен з яких має яскравість L_i , де i – номер ділянки. На оптичній осі знаходиться ділянка з номером $i = 0$.

Елементарний світловий потік від ділянки з номером i , що надходить у вхідний зіницю оптичної системи і формуючий зображення цієї ділянки, визначається виразом

$$\Delta\Phi_i = \tau L_i \Delta Q_i \Omega_i, \quad (2.13)$$

де: ΔQ_i – площа елементарної ділянки, Ω_i – вхідний тілесний кут оптичної системи, вершина якого знаходиться на ділянці з номером i (рис. 2.8).

Якщо розміри елементарної ділянки поверхні, що випромінює настільки малі, що його геометричне, безабераційне зображення виявляється набагато менше діаметра навіть дифракційного кружка Ейрі, то розподіл освітленості в зображенні цієї ділянки при дії аберацій і дифракції можна описати функцією, у якій амплітуда

$$E_i = \frac{\Delta\Phi_i}{\iint_Q e_i(x, y) dx dy}. \quad (2.14)$$

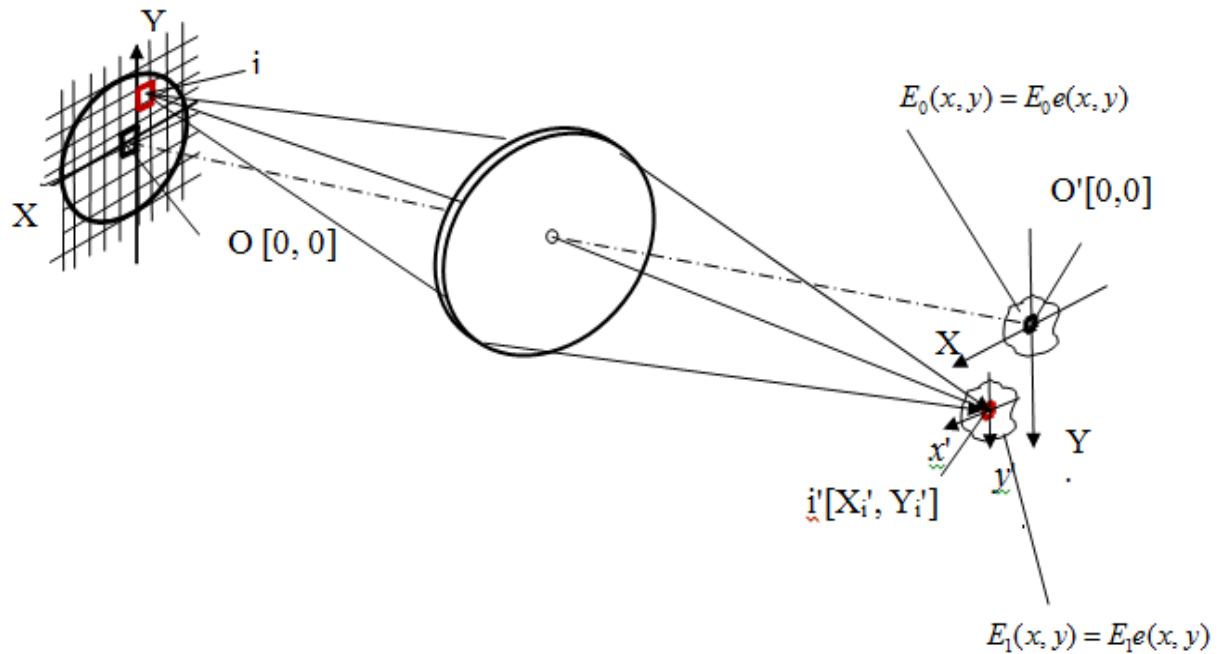


Рис.2.8 Випромінювання поверхнею протяжного джерела світла

Нехай розподіл освітленості в зображенні осьової елементарної ділянки ($i = 0$) описується функцією $E_0(x, y) = E_0 e_0(x, y)$, відтворюючою дію аберацій і дифракції оптичної системи. В оптичній системі з осьовою симетрією осьову симетрію також має розподіл освітленості в абераційному зображенні осьової елементарної площадки, при цьому світловий центр тяжіння знаходиться на оптичній осі. Розрахунок моментів, що відносяться до зображення однієї осьової елементарної площадки, і розрахунок сумарного моменту від зображень всіх елементарних ділянок, на які розбита поверхню випромінювача, можна показати на прикладі розрахунку одного полярного моменту. Решта моментів, обчислюються аналогічно. Згідно (2.11) полярний момент розподілу освітленості в зображенні осьової елементарної площадки розраховується за формулою:

$$M_{R0} = \iint_Q (x^2 + y^2) E_0(x, y) dx dy = [RMS_{R0}]^2 \Delta\Phi_0. \quad (2.15)$$

Полярний момент зображення будь-якої периферійної елементарної площадки з координатами $[X_i, Y_i]$ світлового «центру ваги» в площині її зображення, згідно теореми Гюйгенса-Штейнера має два доданки [48]:

$$M_{Ri} = [M_{Ri}]_0 + (X_i^2 + Y_i^2) \Delta \Phi_i, \quad (2.16)$$

де $[M_{Ri}]_0 = \Delta \Phi_i [RMS_{Ri}]_0^2$ – полярний момент «інерції» зображення ділянки при розміщенні її на оптичній осі, тобто при значеннях координат $X_i = 0, Y_i = 0$.

За умови, що випромінювач займає малу частину поля зору оптичної системи, всередині якої функція $e_i(x, y)$ залишається практично незмінною $e_i(x, y) = e_0(x, y)$, тобто систему всередині зазначеного поля можна вважати ізопланатичною, то тоді $[RMS_{Ri}]_0 = RMS_{R0}$ і

$$M_{Ri} = [RMS_{R0}^2 + (X_i^2 + Y_i^2)] \Delta \Phi_i. \quad (2.17)$$

Сума полярних моментів від зображень всіх N елементарних ділянок випромінювача з урахуванням (2.17) призводить до виразу:

$$M_{R\Sigma} = RMS_{R0}^2 \sum_{i=0}^{i=N} \Delta \Phi_i + \sum_{i=0}^{i=N} (X_i^2 + Y_i^2) \Delta \Phi_i. \quad (2.18)$$

При цьому значення радіуса «інерцією» полярного моменту, обчисленого по оптичному зображенню всієї випромінюючої зони випромінювача, визначається виразом:

$$RMS_{R\Sigma} = \sqrt{\frac{M_{R\Sigma}}{\sum_{i=0}^{i=N} \Delta \Phi_i}} = \sqrt{\frac{RMS_{R0}^2 \sum_{i=0}^{i=N} \Delta \Phi_i + \sum_{i=0}^{i=N} (X_i^2 + Y_i^2) \Delta \Phi_i}{\sum_{i=0}^{i=N} \Delta \Phi_i}} = \sqrt{RMS_{R0}^2 + RMS_R^2} \quad (2.20)$$

$$\text{де: } RMS_R = \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^{i=N} (X_i^2 + Y_i^2) \Delta \Phi_i}{\sum_{i=0}^{i=N} \Delta \Phi_i}} \quad \text{— радіус полярного моменту ідеального в}$$

рамках геометричної оптики зображення випромінюючої зони джерела світла.

У разі малого кутового розміру випромінювача коефіцієнт світлопропускання оптичної системи τ_i і тілесний апертурний кут Ω_i , що відносяться до конкретних елементарних ділянок, можна вважати величинами

постійними. При зазначених умовах значення RMS_R можна розраховувати прямо по функції просторового розподілу яскравості випромінювача, але з наступним масштабуванням отриманого значення RMS_R поперечним збільшенням зображення випромінювача. Якщо випромінювач знаходиться в нескінченності, то RMS_R розраховується в фокальній площині оптичної системи, тобто безпосередньо в площині зображення випромінюючої зони, з урахуванням фокусної відстані і кутового розміру випромінювача.

Вирази радіусів «інерцією» відцентрового і осьових моментів оптичного зображення зони випромінювання, знайдені вищезазначеним методом представлені виразами:

$$RMS_{xy\Sigma} = \sqrt{RMS_{xy0}^2 + RMS_{xy}^2}; \quad (2.21)$$

$$RMS_{y\Sigma} = \sqrt{RMS_{y0}^2 + RMS_y^2}; \quad (2.22)$$

$$RMS_{x\Sigma} = \sqrt{RMS_{x0}^2 + RMS_x^2} \quad (2.23)$$

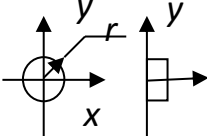
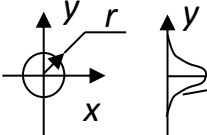
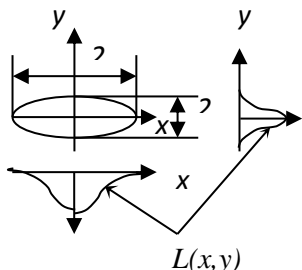
З виразів (2.21-2.23) випливає, що радіуси «інерцією» полярного, відцентрового і осьових моментів абераційного зображення точкового випромінювача можуть бути знайдені таким методом:

1) за результатами фотометрії випромінюючої зони джерела світла або паспортних даних про функції яскравості випромінювача відновлюються значення $RMS_R, RMS_{xy}, RMS_x, RMS_y$ з використанням для цього формул (2.8...2.11) в яких замість функцій освітленості підставляються функції, що описують розподіл яскравості випромінюючої зони (нижче в табл. 2.3 наведені формули розрахунку зазначених RMS для типових розподілів яскравості по поверхні випромінювача);

Якщо випромінювач знаходиться на нескінченності, то $r = f' \theta_r$, $a = f' \theta_a$, $b = f' \theta_b$, де f' – задня фокусна відстань досліджуваної оптичної системи, θ_r , θ_a , θ_b – кутові розміри радіуса диска, і напіввісі еліпса відповідно.

Таблиця 2.3

RMS-радіуси деяких протяжних джерел випромінювання

Функція яскравості випромінювача		RMS_R	RMS_{XY}	RMS_Y	RMS_X
	$L(x, y) = \begin{cases} L_0, & x^2 + y^2 \leq r^2 \\ 0, & x^2 + y^2 > r^2 \end{cases}$	$\frac{\sqrt{2}r}{2}$	0	$0,5r$	$0,5r$
	$L(x, y) = L_0 \exp(-2 \frac{x^2 + y^2}{r^2})$	$\frac{\sqrt{2}r}{2}$	0	$0,5r$	$0,5r$
	$L(x, y) = L_0 \exp\left[-2 \left(\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} \right)\right]$	$\sqrt{\frac{a^2 + b^2}{2}}$	0	$\frac{a}{2}$	$\frac{b}{2}$

У випадку розташування випромінювача на кінцевій відстані від оптичної системи: $r = R\beta$, $a = A\beta$, $b = B\beta$, де R , A , B – радіус диска і піввісь еліпса відповідно випромінюючої зони джерела світла, β – поперечне збільшення в оптично-спряжених площинах зони випромінювання і оптичного зображення цієї зони.

2) за результатами фотометрії зображення випромінюючої зони, сформованого досліджуваної оптичною системою, тим же способом, що і в п. 1 відновлюються значення $RMS_{R\Sigma}$, $RMS_{XY\Sigma}$, $RMS_{X\Sigma}$, $RMS_{Y\Sigma}$;

3) по формулам:

$$RMS_{R0} = \sqrt{RMS_{R\Sigma}^2 - RMS_R^2}; \quad (2.25)$$

$$RMS_{XY0} = \sqrt{RMS_{XY\Sigma}^2 - RMS_{XY}^2}; \quad (2.26)$$

$$RMS_{X0} = \sqrt{RMS_{X\Sigma}^2 - RMS_X^2}; \quad (2.27)$$

$$RMS_{Y_0} = \sqrt{RMS_{Y\Sigma}^2 - RMS_Y^2} . \quad (2.28)$$

обчислюються шукані радіуси «інерції» (шукані RMS) від функції розсіювання точки досліджуваної оптичної системи.

З виразів (2.21-2.24) і (2.25-2.28) випливає, що: радіуси «інерції» моментів від ФРТ оптичної системи та аналогічні радіуси від функції яскравості випромінювача є незалежними величинами; радіуси «інерції» абераційного зображення малорозмірного, але протяжного випромінювача, є відповідно піфагоровими сумами радіусів від функції яскравості випромінювача і функції розсіювання точки;

Для більш точного відновлення значень радіусів «інерцією» моментів від ФРТ оптичної системи необхідно прагнути до використання випромінювачів з колімуючими системами, які можуть забезпечувати кутові або лінійні розміри випромінювача або його зображення, істотно менші, ніж у плями розсіювання оптичної системи, або, принаймні, співмірні з ними.

2.6 Апроксимація результуючого фотоелектричного сигналу на фотоприймачі та знаходження відповідних радіусів 2-го порядку

При використанні в освітлювальному каналі вимірювача первинних аберацій ОС та ДФО лазерних випромінювачів розподіл освітленості в світловій плямі на сітківці, а потім і в площині фотоприймача, має гаусоподібну форму. Це пояснюється гаусовим розподілом інтенсивності в лазерному пучку, а також гомогенною структурою фоторецепторів в зоні жовтої плями (фовеоли), яка забезпечує рівномірне відбиття і розсіювання світла у зворотному напрямку. До того ж мікрорухи ока – тремор, разом з оптичними особливостями поверхні сітківки, сприяють руйнуванню спеклів, котрі з'являються внаслідок когерентності лазерного випромінювання.

Першочерговою задачею є визначення нових координат центру мікроплями на фотоприймачі. Координати X_c та Y_c енергетичного «центру ваги» світлової плями можна визначити по формулам:

$$X_c = \frac{\sum X_{i,j} V_{i,j}}{\sum V_{i,j}} \quad Y_c = \frac{\sum Y_{i,j} V_{i,j}}{\sum V_{i,j}} \quad (2.29)$$

де, $X_{i,j}$ – абсолютна X координата (i, j) -го пікселя; $Y_{i,j}$ – абсолютна Y координата (i, j) -го пікселя; $V_{i,j}$ – інтенсивність (i, j) -го пікселя, вона ж і є сигналом, від 0 до 255 одиниць у 8-бітній системі кодування кольору;

Реально сумування відбувається по тим пікселям, інтенсивність яких перевищую встановлений шумовий (фоновий) поріг, для прикладу 30-40 одиниць.

Визначити середньоквадратичний розмір плями (радіус полярного моменту) можна як квадратний корінь з нормованої на загальний сигнал суми добутків інтенсивності пікселів на квадрат радіального відхилення координат пікселів відносно енергетичного центру ваги.

$$RMS_{r\Sigma} = \sqrt{\frac{\sum V_{i,j} (\Delta X^2 + \Delta Y^2)}{\sum V_{i,j}}} \quad (2.30)$$

де, $\Delta X = X_{i,j} - X_c$ – радіальне відхилення координат пікселів по осі OX ;

$\Delta Y = Y_{i,j} - Y_c$ – радіальне відхилення координат пікселів по осі OY

По аналогії можемо записати вирази для осьових $RMS_{x\Sigma}$, $RMS_{y\Sigma}$, та відцентрового $RMS_{xy\Sigma}$ моментів, розрахованих через інтенсивність пікселів $V_{i,j}$ на фотоприймачі:

$$RMS_{x\Sigma} = \sqrt{\frac{\sum V_{i,j} \Delta Y^2}{\sum V_{i,j}}}, \quad (2.31)$$

$$RMS_{y\Sigma} = \sqrt{\frac{\sum V_{i,j} \Delta X^2}{\sum V_{i,j}}}, \quad (2.32)$$

$$RMS_{xy\Sigma} = \sqrt{\frac{\sum V_{i,j} (\Delta Y \Delta X)}{\sum V_{i,j}}} \quad (2.33)$$

Формули (2.31-2.33) дозволяють отримати з приймача випромінювання сумарну інформацію, яка складається з абераційної складової та складової обумовленої лазерним джерелом випромінювання (формули 2.25-2.28). Визначення абераційної складової відбувається як знаходження різниці між сумарним значенням $RMS_{x\Sigma}$, $RMS_{y\Sigma}$, $RMS_{xy\Sigma}$ та складовою від джерела випромінювання:

$$RMS_{xa}^2 = RMS_{x\Sigma}^2 - RMS_{xs}^2 \quad (2.34)$$

$$RMS_{ya}^2 = RMS_{y\Sigma}^2 - RMS_{ys}^2 \quad (2.35)$$

$$RMS_{xy}^2 = RMS_{xy\Sigma}^2 - RMS_{xys}^2 \quad (2.36)$$

$$RMS_{ra}^2 = RMS_{r\Sigma}^2 - RMS_{rs}^2 \quad (2.37)$$

Маючи відповідний математичний апарат, що забезпечує відокремлення абераційної складової від складової обумовленої особливостями лазерного випромінювання в плямі на фотоприймачі, можна перейти до безпосередніх об'єктивних вимірювань аметропії та астигматизму (первинних аберацій ОС) згідно (2.34-2.37). Вимірявши таким чином величину аметропії $A_R [dnmp]$ можна обчислити значення Церніковського коефіцієнта C_2^0 , що є параметром функції хвильової аберації та характеризує аберацію дефокус:

$$A_R = 4000 N_2^0 C_2^0 r_{\max}^{-2} \quad (2.38)$$

Звідки

$$C_2^0 = \frac{A_R}{4000 N_2^0 r_{\max}^{-2}} \quad (2.39)$$

де, $N_2^0 = \sqrt{3}$, r_{\max} – радіус зони в площині вихідної зіниці ока, в межах якої здійснено апроксимацію функції хвильової аберації ока.

По аналогії можна визначити величину Церніковського коефіцієнта C_2^2 , що характеризує аберацію первинного астигматизму.

$$A_S = 4000 N_2^2 C_2^2 r_{\max}^{-2} \quad (2.40)$$

$$C_2^2 = \frac{A_S}{4000 N_2^2 r_{\max}^{-2}} \quad (2.41)$$

де, $N_2^2 = \sqrt{6}$

Таким чином маючи експериментально визначені величини аметропії та дефокуса оптичної системи ока, можна визначати характеристики функції хвильової аберації через коефіцієнти Церніке C_2^0, C_2^2 які характеризують вищевказані аберації.

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 2

1. Запропоновано та науково обґрунтовано об'єктивний метод визначення оптичної складової обсягу псевдоакомодації та залишкової аметропії артіфакічного та пресбіопічного ока, що базується на тривимірному аналізі повітряного зображення світлової мікроплями, сформованого абераційної оптичною системою.

2. Показано, що величина RMS-радіуса світлової мікроплями є об'єктивним критерієм якості повітряного зображення мікроплями на сітківці, залежність якого від величини оптичної сили варіокомпонента $RMS(\Phi)$ дозволяє об'єктивно визначати аметропію ока, а корені рівняння $RMS(\Phi) = RMS(D_{zin})$ – обсяг псевдоакомодації залежно від діаметру зіниці.

3. Величина RMS точкової діаграми променів у «повітряному» зображенні світлової мікроплями на сітківці показала суттєву залежність від дефокусування зображення точки на сітківці та від діаметру зіниці.

4. Дані про RMS-радіуси світлової мікроплями, отримані з результатів мікрофотометрії «повітряного» зображення мікроплями та дані про функцію просторового розподілу яскравості реального точкового випромінювача дозволяють виявити складову RMS-радіусу що обумовлена дією тільки оптичної системи ока.

5. Математичним та фізичним моделюванням дії вимірювача рефракції ока та довжини його фокусної області складеної з умовно безабераційних та

реальних абераційних компонентів, виявлено їх вплив від подвійного проходження променів в оці не більше 0.1% від вимірюваної величини RMS-радіуса.

6. Практичне застосування методу мікрофотометрії оптичного зображення точкового випромінювача, з подальшим відновленням RMS-радіусів від ФРТ, відкриває нові можливості в напрямку створення нових вимірювальних приладів, зокрема офтальмологічних рефрактометрів, здатних вимірювати об'єктивно аметропію, астигматизм і довжину фокусної області оптичної системи ока.

7. Подальших досліджень потребує вплив на результати вимірювань аметропії та обсягу псевдоакомодації електричних шумів фотоприймача зображень та спеклів при застосуванні у приладі лазерного випромінювання.

Публікації до розділу 2: [67], [68]

РОЗДІЛ 3

ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ ЕЛЕКТРИЧНОГО ШУМУ ФОТОПРИЙМАЧА ЗОБРАЖЕНЬ НА ПОХИБКИ ВИМІРЮВАННЯ АМЕТРОПІЇ ТА ДОВЖИНИ ФОКУСНОЇ ОБЛАСТІ АРТИФАКІЧНОГО ОКА

Вимірювання обсягу псевдоакомодації, довжини фокусної області та залишкової рефракції артифакічного та пресбіопічного ока методом вимірювання довжини повітряного зображення світлової мікроплями на сітківці ока як і будь-який вимірювальний процес супроводжується похибками, які можуть істотно впливати на точність визначення вимірюваної величини. У зв'язку з цим метою даного розділу є теоретичне дослідження факторів, що впливають на процес вимірювання обсягу псевдоакомодації та залишкової рефракції артифакічного ока, зокрема дослідження впливу електричного шуму фотоприймача на похибки вимірювання вказаної величини, а також обґрунтування вимог до точності визначення довжини фокусної області та обсягу псевдоакомодації артифакічного та пресбіопічного ока запропонованим методом тривимірної мікрофотометрії повітряного зображення на сітківці.

Головними задачами, які розв'язуються в третьому розділі, є дослідження точності методу, що обмежена дією електричного шуму фотоприймача, дослідження факторів що впливають на точність вимірювання обсягу псевдоакомодації, довжини фокусної області та залишкової аметропії артифакічного та пресбіопічного ока запропонованим методом та пошук умов для забезпечення необхідної точності таких вимірювань.

3.1 Вплив електричного шуму на похибки відтворення значень функції $RMS_r(\Phi_k)$

Розрахунки $RMS_r(\Phi_k)$ за формулою (2.1) фактично здійснюються з використанням значень електричних сигналів $U(x', y')$, які зчитуються з кожного пікселя з координатами $[x', y']$ багатоелементного фотоприймача відеокамери і які є пропорційними значенням функції $E(x', y')$ – функції розподілу освітленості у площині світлочутливого шару фотоприймача. Координати $[x', y']$ у площині фотоприймача та координати $[x, y]$ у оптично спряженій з нею площині біля чи на сітківці ока пов'язані співвідношеннями $x' = \beta x$, $y' = \beta y$, де β – лінійне збільшення у вказаних оптично спряжених площинах. Проте кожний з сигналів $U(x', y')$ спотворюються електричним шумом, а тому розрахунки значень функції $RMS_r(\Phi_k)$ супроводжуються похибками. Вказані похибки впливають на похибку визначення мінімуму функції $RMS_r(\Phi_k)$, а це, у свою чергу, призводить до похибок визначення параметрів A_R та A_{PR} . Тому головною задачею даного розділу є дослідження впливу електричного шуму на похибки визначення функції $RMS_r(\Phi_k)$, що дозволить оцінити порогову чутливість апаратного засобу, показаного на рис.2.2, до зміни значень Φ_k , а також визначити потенційну точність вимірювань A_R та A_{PR} .

Згідно виразу (2.1) розрахунки $RMS_r(\Phi_k)$, з використанням електричних сигналів від кожного пікселя багатоелементної фотоприймальної матриці відеокамери, здійснюються за формулою:

$$RMS_r = \sqrt{\frac{\sum_{i,j} (\bar{U}_{ij} + \delta U_{ij})(x_i^2 + y_j^2)}{\sum_{i,j} (\bar{U}_{ij} + \delta U_{ij})}}, \quad (3.1)$$

де \bar{U}_{ij} – середнє значення електричного сигналу, зчитаного декілька раз з пікселя, що знаходиться у стовпчику з номером i вздовж осі OX та у рядку з номером j вздовж осі OY при конкретному значенні Φ_k ;

δU_{ij} – середнє квадратичне значення випадкової, шумової складової електричного сигналу U_{ij} ;

$x_i = X_i - x_c$ та $y_j = Y_j - y_c$ – координати вказаного пікселя відносно координат центроїду $[x_c, y_c]$ – центру «ваги» всього масиву електричних сигналів, розрахованих за формулами:

$$x_c = \bar{x}_c + \delta x_c = \frac{\sum_{i,j} (\bar{U}_{ij} + \delta U_{ij}) X_i}{\sum_{i,j} (\bar{U}_{ij} + \delta U_{ij})}; \quad (3.2)$$

$$y_c = \bar{y}_c + \delta y_c = \frac{\sum_{i,j} (\bar{U}_{ij} + \delta U_{ij}) Y_j}{\sum_{i,j} (\bar{U}_{ij} + \delta U_{ij})} \quad (3.3)$$

в яких $X_i = \Delta_x i$, $Y_j = \Delta_y j$ – координати центру пікселя з номером i, j відносно кута матриці, з якого починається відлік номерів пікселів, а Δ_x та Δ_y – відстані між центрами сусідніх пікселів вздовж осей OX та OY відповідно.

Формули (3.1-3.3) свідчать про те, що електричний шум може призводити до похибок визначення значень $RMS_r(\Phi_k)$ як через похибки визначення координат центроїду $[x_c, y_c]$, так і через шумову складову електричного сигналу кожного пікселя.

3.2 Вплив електричного шуму на похибки визначення координат центроїду світлової мікроплями

Якщо у кожному пікселі сигнал $U_{ij} = \bar{U}_{ij} + \delta U_{ij}$, то згідно (3.2) та (3.3):

$$x_c = \frac{\sum_{ij} \bar{U}_{ij} X_i + \sum_{ij} \delta U_{ij} X_i}{\sum_{ij} \bar{U}_{ij} + \sum_{ij} \delta U_{ij}}, \quad (3.4)$$

$$y_c = \frac{\sum_{ij} \bar{U}_{ij} Y_j + \sum_{ij} \delta U_{ij} Y_j}{\sum_{ij} \bar{U}_{ij} + \sum_{ij} \delta U_{ij}} \quad (3.5)$$

Знаменник у виразах (3.2), (3.3) можна представити у вигляді:

$$\frac{1}{\sum_{ij} \bar{U}_{ij} + \sum_{ij} \delta U_{ij}} = \frac{1}{\sum_{ij} \bar{U}_{ij} (1 + \frac{\sum_{ij} \delta U_{ij}}{\sum_{ij} \bar{U}_{ij}})} \cong \frac{1}{\sum_{ij} \bar{U}_{ij}} (1 - \frac{\sum_{ij} \delta U_{ij}}{\sum_{ij} \bar{U}_{ij}}) \quad (3.6)$$

на тій основі, що значення $\frac{\sum_{ij} \delta U_{ij}}{\sum_{ij} \bar{U}_{ij}} \ll 1$. Після підстановки (3.6) у (3.5)

отримуємо вираз:

$$x_c = \frac{\sum_{ij} \bar{U}_{ij} X_i}{\sum_{ij} \bar{U}_{ij}} + \frac{\sum_{ij} \delta U_{ij} X_i}{\sum_{ij} \bar{U}_{ij}} - \frac{(\sum_{ij} \bar{U}_{ij} X_i)(\sum_{ij} \delta U_{ij})}{(\sum_{ij} \bar{U}_{ij})^2} - \frac{(\sum_{ij} \delta U_{ij} X_i)(\sum_{ij} \delta U_{ij})}{(\sum_{ij} \bar{U}_{ij})^2}.$$

У правій частині цього виразу перший доданок – середнє значення координати x_c , тобто \bar{x}_c , а сума інших додатків – середнє квадратичне значення випадкової складової цієї координати, тобто похибка δx_c . Проте третій та четвертий додатки за величиною є набагато менші ніж другий, а тому ними за ради спрощення виразу можна і доцільно знехтувати. В результаті похибку визначення координати x_c можна розраховувати за формулою:

$$\delta x_c \cong \frac{\sum_{ij} \delta U_{ij} X_i}{\bar{U}_\Sigma}, \quad (3.7) \quad \delta y_c \cong \frac{\sum_{ij} \delta U_{ij} Y_j}{\bar{U}_\Sigma}. \quad (3.8)$$

де $\bar{U}_\Sigma = \sum_{ij} \bar{U}_{ij}$. Аналогічно отримуємо формулу розрахунку похибки

визначення координати y_c .

3.3 Вплив похибок визначення координат центроїду на RMS_r

Якщо координати центроїду визначені з похибками δx_c , δy_c , то згідно виразу (3.1)

$$RMS_r = \sqrt{\frac{\sum_{ij} \bar{U}_{ij} [(x_i + \delta x_c)^2 + (y_j + \delta y_c)^2]}{\sum_{ij} \bar{U}_{ij}}} =$$

$$= \sqrt{\frac{\sum_{ij} \bar{U}_{ij} (x_i^2 + y_j^2)}{\sum_{ij} \bar{U}_{ij}} + 2\delta x_c \frac{\sum_{ij} \bar{U}_{ij} x_i}{\sum_{ij} \bar{U}_{ij}} + 2\delta y_c \frac{\sum_{ij} \bar{U}_{ij} y_j}{\sum_{ij} \bar{U}_{ij}} + \delta x_c^2 + \delta y_c^2}. \quad (3.9)$$

У зв'язку з тим, що у виразі (3.7) x_i та y_j координати пікселя з номером $[i, j]$ встановлюються відносно центроїда, то суми $\sum_{ij} \bar{U}_{ij} x_i = 0$ і $\sum_{ij} \bar{U}_{ij} y_j = 0$,

а перший доданок $\frac{\sum_{ij} \bar{U}_{ij} (x_i^2 + y_j^2)}{\sum_{ij} \bar{U}_{ij}} = \overline{RMS_r^2}$ – є квадратом середнього значення

RMS_r . Тому у кінцевому результаті отримуємо:

$$RMS_r = \sqrt{\overline{RMS_r^2} + \delta x_c^2 + \delta y_c^2}. \quad (3.10)$$

Вираз (3.10) свідчить про те, що похибки визначення координат центроїду неодмінно збільшують значення RMS_r відносно його середнього значення.

3.4 Вплив електричного шуму на випадкову складову RMS_r

Якщо спотворення значень RMS_r , спричиненого похибками координат центроїду, є незначним, яким можна знехтувати, то виникає питання про величину спотворення вказаних значень внаслідок шумової складової у сигналах від кожного окремого пікселя.

Згідно виразу (3.1):

$$RMS_r^2 = \frac{\sum_{ij} (\bar{U}_{ij} + \delta U_{ij}) \rho_{ij}^2}{\sum_{ij} (\bar{U}_{ij} + \delta U_{ij})},$$

де $\rho_{ij}^2 = x_i^2 + y_j^2$ – полярна координата кожного пікселя фотоприймача відносно точних координат центроїду.

Використовуючи спрощення, представлене виразом (3.6), наведену формулу можна надати у вигляді:

$$RMS_r^2 = \frac{\sum_{ij} \bar{U}_{ij} \rho_{ij}^2 + \sum_{ij} \delta U_{ij} \rho_{ij}^2}{\sum_{ij} \bar{U}_{ij}} \left(1 - \frac{\sum_{ij} \delta U_{ij}}{\sum_{ij} \bar{U}_{ij}}\right).$$

Зважаючи на те, що $\frac{\sum_{ij} \delta U_{ij}}{\sum_{ij} \bar{U}_{ij}} \ll 1$, величину RMS_r^2 можна представити у

вигляді:

$$RMS_r^2 \cong \frac{\sum_{ij} \bar{U}_{ij} \rho_{ij}^2}{\sum_{ij} \bar{U}_{ij}} + \frac{\sum_{ij} \delta U_{ij} \rho_{ij}^2}{\sum_{ij} \bar{U}_{ij}} = \overline{RMS}_r^2 + \delta_{RMS}^2,$$

звідки середньо квадратичне значення випадкової складової, тобто похибки RMS_r від електричного шуму, має вираз:

$$\delta_{RMS}^2 = \frac{\sum_{ij} \delta U_{ij} \rho_{ij}^2}{\sum_{ij} \bar{U}_{ij}}. \quad (3.11)$$

Формула (3.11) свідчить про те, що електричний шум, навіть при відсутності похибки визначення координат центроїду, збільшує значення RMS_r^2 пропорційно дисперсії шумової складової сигналу.

3.5. Вплив електричного шуму фотоприймача на похибки вимірювання аметропії та обсягу псевдоакомодації

Розподіл освітленості у перетинах «повітряного» зображення світлової мікроплями на сітківці залежить від розподілу освітленості на сітківці ока

пацієнта, обумовленого параметрами лазерного випромінювання на вході в око, та від абераційних властивостей оптичної системи ока пацієнта. Якщо в системі, що показана на рис.2.2, в якості випромінювача застосовується лазерний діод, то на сітківці ока утворюється світлова мікропляма у вигляді овалу чи еліпсу з розмірами $2a$ та $2b$ з приблизним співвідношенням осей 1:1,5 і розподілом освітленості

$$E(x, y) = E_0 \exp \left[-2 \left(\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} \right) \right],$$

де $a = \frac{f\theta_a}{2}$, $b = \frac{f\theta_b}{2}$, f – передня фокусна відстань оптичної системи ока,

θ_a – кутова розбіжність лазерного випромінювання на вході в око у вертикальному перетині, θ_b – кутова розбіжність у горизонтальному перетині.

Згідно (3.1) радіус полярного моменту RMS_{rl} у такій плямі матиме вираз:

$$RMS_{rl} = 0,2072f \sqrt{\theta_a^2 + \theta_b^2}. \quad (3.12)$$

При наявності у пацієнта аметропії, яка дефокусує зображення точки, утворюючи на сітківці рівномірно освітлену пляму у вигляді кола (при круглій зіниці) радіус полярного моменту RMS_{ra} такої плями згідно (3.1) має вираз:

$$RMS_{ra} = \frac{\sqrt{2}D_p(\Phi_a - \Phi_e + \Phi_{var}^*)}{4\Phi_e}, \quad (3.13)$$

де: D_p – діаметр зіниці, Φ_e – оптична сила еметропічного ока, Φ_a – оптична сила аметропічного ока, Φ_{var}^* – оптична сила варіюлінзи приведена до у головних площинах оптичної системи ока пацієнта.

Згідно (3.1) радіус полярного моменту у наведеному випадку обчислюється за формулою:

$$RMS_r = \sqrt{RMS_{rl}^2 + RMS_{ra}^2}. \quad (3.14)$$

На рис. 3.1 представлено типовий вигляд графіка функції $RMS_r(\Phi_{var}^*)$.

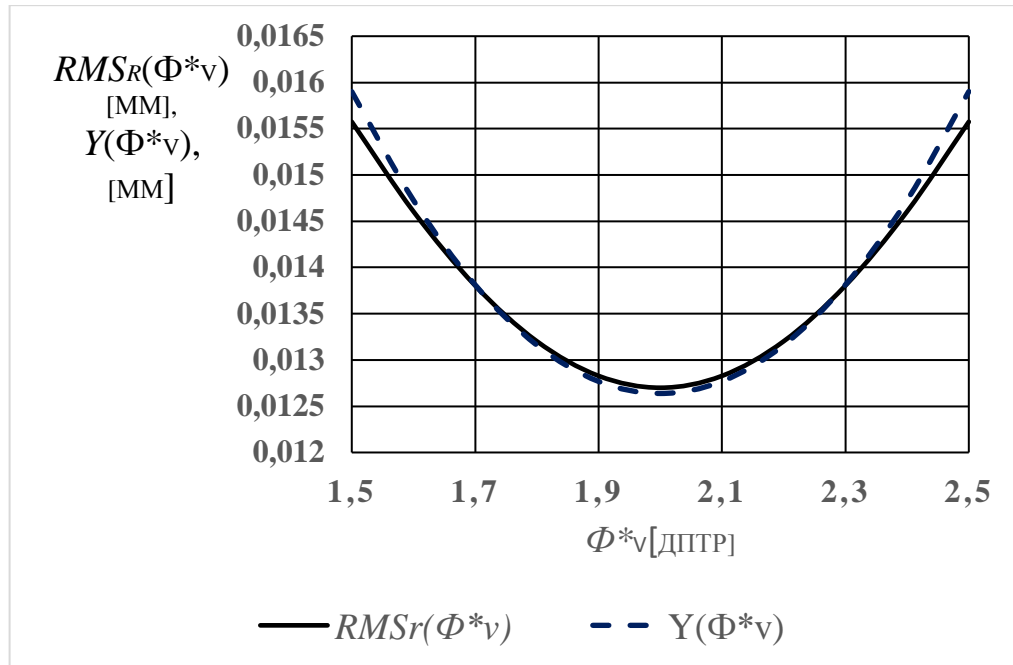


Рис.3.1 Графік функції $RMS_r(\Phi^*_{var})$, розрахований при $f = 17$ мм, $\theta_a = 0.002$ рад, $\theta_b = 0.003$ рад, $D_p = 3$ мм, $A_R = \Phi_e - \Phi_a = 2$ дптр.

З аналізу виразів (3.13) та (3.14) та рис.3.1 видно, що при варіаціях значень оптичної сили варіолінзи функція $RMS_r(\Phi^*_{var})$ досягає мінімального значення $RMS_{rmin} = RMS_{rl}$ коли $\Phi_a - \Phi_e + \Phi^*_{var} = 0$. При виконанні цієї умови значення Φ^*_{var} у діоптріях, дорівнює величині аметропії $A_R = \Phi_e - \Phi_a$ ока пацієнта.

Залежність $RMS_r(\Phi^*_{var})$ можна отримати із зображень відеозапису світлової мікроплями на сітківці апаратним засобом, показаним на рис.2.2. Апарат відтворює вказану залежність за результатами фотометрії зображень світлової мікроплями на сітківці. Кожне таке зображення отримується при конкретному значенні Φ^*_{var} . Проте через дію електричного шуму залежність $RMS_r(\Phi^*_{var})$ дещо спотворюється, що може призводити до похибки рефрактометрії ока, тобто визначення значення A_R . Тому для зменшення впливу електричного шуму значення функції $RMS_r(\Phi^*_{var})$, отримані з вимірювань, пропонується апроксимувати методом регресії з використанням для цього методу найменших квадратів (МНК).

Вираз (3.14) та графіки, представлені на рис.3.1, вказують на те, що навколо мінімуму функцію $RMS_r(\Phi_{var}^*)$ можна достатньо точно апроксимувати квадратичним поліномом $Y(\Phi_{var}^*) = c_0 + c_1\Phi_{var}^* + c_2\Phi_{var}^{*2}$.

Відтворені за результатами фотометрії з використанням МНК значення коефіцієнтів c_0 , c_1 , c_2 дозволяють знайти положення мінімуму $Y(\Phi_{var}^*)$ вздовж осі Φ_{var}^* згідно формулі :

$$(\Phi_{var}^*)_{min} = \frac{c_1}{2c_2}, \quad (3.15)$$

звідки величина аметропії ока пацієнта $A_R = (\Phi_{var}^*)_{min}$.

Проте шум фотоелектричних сигналів також впливає і на точність визначення коефіцієнтів c_1 , c_2 , що призводить до пов'язаної з цим похибки визначення A_R . Так СКВ $\sigma_{\Phi}(\Phi_{var}^*)_{min}$ – середньоквадратичне відхилення від його математичного очікування у відповідності з (3.15) має вираз:

$$\sigma_{(\Phi_{var}^*)_{min}} = \frac{\sqrt{\sigma_{c1}^2 + 4\sigma_{c2}^2}}{2c_2}, \quad (3.16)$$

де σ_{c1} , σ_{c2} – СКВ коефіцієнтів c_1 та c_2 відповідно.

Формула (3.16) є коректною у випадку коли похибки визначення коефіцієнтів c_1 та c_2 не є корельованими величинами [95].

Апроксимаційні коефіцієнти c_0 , c_1 , c_2 можна знайти методом найменших квадратів, матрична формула розрахунку яких має вигляд []:

$$\mathbf{C} = (\mathbf{A}^T \cdot \mathbf{A})^{-1} \cdot \mathbf{A}^T \cdot \mathbf{R}, \quad (3.17)$$

де \mathbf{C} – матриця-стовпець шуканих коефіцієнтів, \mathbf{R} – матриця стовпець, складена із значень RMS_r , отриманих при вимірюваннях із результатів обробки зображень світлової мікроплями на сітківці, \mathbf{A} – матриця, елементами якої є коефіцієнти при невідомих c_0 , c_1 , c_2 в системі рівнянь:

$$1c_0 + \Phi_{1var}^*c_1 + \Phi_{1var}^{*2}c_2 = RMS_r(\Phi_{1var}^*);$$

$$\begin{aligned}
1c_0 + \Phi_{2\text{var}}^* c_1 + \Phi_{2\text{var}}^{*2} c_2 &= RMS_r(\Phi_{2\text{var}}^*); \\
&\dots\dots\dots \\
1c_0 + \Phi_{i\text{var}}^* c_1 + \Phi_{i\text{var}}^{*2} c_2 &= RMS_r(\Phi_{i\text{var}}^*); \\
&\dots\dots\dots \\
1c_0 + \Phi_{k\text{var}}^* c_1 + \Phi_{k\text{var}}^{*2} c_2 &= RMS_r(\Phi_{k\text{var}}^*),
\end{aligned} \tag{3.18}$$

елементи фотоприймача, підпорядковуються гаусовому розподілу. Тому розподіл випадкових значень δ_{RMS} , при їх пропорційній залежності від амплітуд електричних сигналів, також є гаусовим. Вказане дозволяє коректно здійснювати розрахунковий експеримент для встановлення залежності похибок відтворення $(\Phi_{var}^*)_{min}$ чи A_R від дисперсії значень δ_{RMS} , визначених формулою (3.11). Результати такого експерименту дозволять прогнозувати похибки вимірювань величини аметропії та обсягу псевдоакомодації ока.

Покажемо це на прикладі з наступними вихідними даними: можлива аметропія ока пацієнта $A_R = 0$ або ± 2 або ± 4 дптр; кутова розбіжність лазерного випромінювання на вході в око $\theta_a = 0,002$ рад, $\theta_b = 0,003$ рад; діаметр зіниці $D_p = 3$ мм; передня фокусна відстань оптичної системи ока $f = 17$ мм.

Після підстановки даних у вирази (3.12), (3.13) та (3.14) отримуємо функцію $RMS_r(\Phi_{i\,var}^*)$, а за допомогою виразів (3.15), (3.16) апроксимаційну функцію $Y(\Phi_{i\,var}^*)$, для відтворення якої було застосовано 11 дискретних значень A_R у діапазонах $\pm 0,5$ дптр відносно заданих.

На рис.3.2 показано графіки вказаних функцій тільки для значення аметропії $A_R = 0$. Графіки функцій для значень $A_R = \pm 2$ дптр, та $A_R = \pm 4$ дптр мають аналогічний вигляд із зсувом вправо чи вліво вздовж осі $\Phi_{i\,var}^*$, при якому їх мінімуми припадають на значення ± 2 , ± 4 дптр відповідно.

Положення мінімумів графіків вздовж осі можна знайти за допомогою формули (3.15), використовуючи для цього значення коефіцієнтів c_1 , c_2 , представлених у рівняннях $Y(\Phi_{i\,var}^*)$. Розрахунки за формулою (3.15) також показують повне суміщення заданих і відтворених за формулами (3.18), (3.15) значень аметропії A_R , чим підтверджується коректність використаного методу.

$$R[\text{мм}] \rightarrow RMS_r(\Phi_{i\text{var}}^*), \quad Y[\text{мм}] \rightarrow Y(\Phi_{i\text{var}}^*)$$

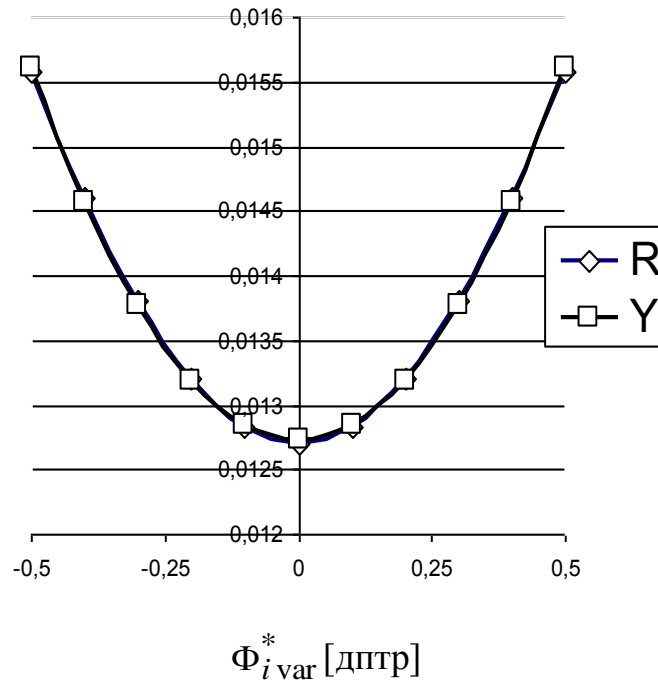


Рис 3.2 Графік функції $RMS_r(\Phi_{i\text{var}}^*)$ та апроксимаційного полінома $Y(\Phi_{i\text{var}}^*)$ при аметропії $A_R = 0$ дптр.

Практично повне збігання графіків $RMS_r(\Phi_{i\text{var}}^*)$ та $Y(\Phi_{i\text{var}}^*)$ свідчить про високу точність апроксимації функції $RMS_r(\Phi_{i\text{var}}^*)$ тричленним степеневим поліномом. Функції $Y(\Phi_{i\text{var}}^*)$ можна представити як:

$$\text{при } A_R = 0 \text{ дптр} \quad Y(\Phi_{i\text{var}}^*) = 0,01265 + 0,013054(\Phi_{i\text{var}}^*)^2;$$

$$\text{при } A_R = \pm 2 \text{ дптр} \quad Y(\Phi_{i\text{var}}^*) = 0,05869 \mu 0,04596(\Phi_{i\text{var}}^*) + 0,01149(\Phi_{i\text{var}}^*)^2;$$

$$\text{при } A_R = \pm 4 \text{ дптр} \quad Y(\Phi_{i\text{var}}^*) = 0,19656 \mu 0,09191(\Phi_{i\text{var}}^*) + 0,01149(\Phi_{i\text{var}}^*)^2.$$

Для виявлення впливу дестабілізуючого фактору типу електричного шуму на похибки відтворення значень аметропії нами було проведено розрахунковий експеримент з використанням програми Mathcad, яка дозволяє генерувати випадкові числа із заданим законом їх розподілу та заданими детермінованими параметрами μ (математичне очікування) та σ (середнє квадратичне відхилення). В якості випадкових чисел використовувалися значення $RMS_r(\Phi_{i\text{var}}^*)$, які у (3.17) були представлені матрицею $(\mathbf{R} + \Delta_R)$.

Елементи матриці-стовпчика Δ_R генерувалися у Mathcad за допомогою функції $norm(N, \mu, \sigma)$, де N – кількість елементів матриці Δ_R . Елементи

матриці Δ_R відтворювалися при $N=11$, $\mu=0$ та при $\sigma = \frac{\delta_{RMS}}{RMS_r} = \sigma_{RMS}$.

Параметру σ_{RMS} надавалися конкретні дискретні значення в діапазоні від 0.01 до 0,1.

На рис.3.3 представлені графіки залежності σA_R від σ_{RMS} , отримані за результатами відтворення заданих значень аметропії при наявності шуму.

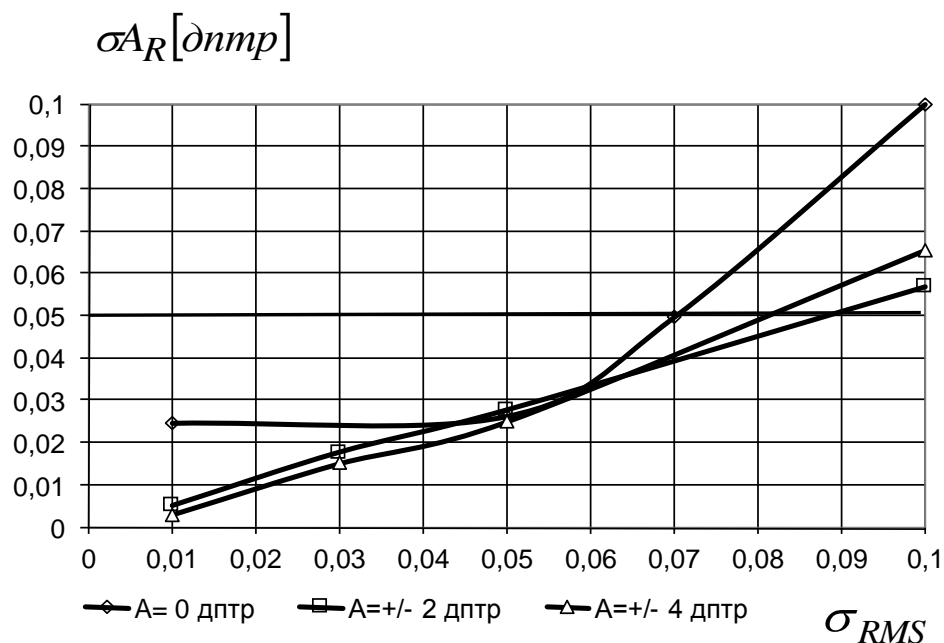


Рис.3.3 Графіки СКВ A_R відтворених при дії шуму σ_{RMS}

За кожною реалізацією матриці Δ_R відтворювалися значення коефіцієнтів c_1 , c_2 , через які розраховувалися значення A_R за формулою (3.20). Середнє арифметичне значення \bar{A}_R та середнє квадратичне відхилення (СКВ) величини аметропії σA_R оцінювалося за результатами 20 реалізацій матриці Δ_R , тобто за 20 випадковими значеннями A_R .

Графіки на рис.3.3 демонструють майже пропорційну залежність σA_R від σ_{RMS} за винятком невеликого початкового діапазону графіка при $A_R=0$ дБ. Представлені на рис.3.3 залежності отримані при діаметрі зіниці 3 мм. Проте

використана в експерименті методика є універсальною і дозволяє отримувати аналогічні графіки для інших діаметрів отвору зіниці. При заданій допустимій похибці відтворення значення аметропії такі графіки дають можливість знаходити допустимий рівень спотворень значень $RMS_r(\Phi_{i\text{var}}^*)$. Так, наприклад, при довірчій ймовірності 95%, з якою похибка визначення аметропії у ± 1 дптр є допустимою, значення σA_R повинно становити $0,1:2=0,05$ дптр. При цьому допустиме значення σ_{RMS} може досягати долей $0,071, 0,082$ та $0,089$ від $(RMS_r)_{\min}$ при $A_R = 0, \pm 2$ та ± 4 дптр відповідно.

Що стосується вимірювань обсягу псевдоакомодації, то його можна встановлювати за допомогою графіка функції $RMS_r(\Phi_{i\text{var}}^*)$, рис. 3.2. Для цього потрібно мати дані про поріг нечутливості зорового органу до абсолютного чи відносного перевищення значення функції $RMS_r(\Phi_{i\text{var}}^*)$ над значенням $(\Phi_{\text{var}}^*)_{\min}$. Якщо, наприклад, у пацієнта з нормальною гостротою зору нечутливим для зору можна вважати 5% перевищення $RMS_r(\Phi_{i\text{var}}^*)$ над значенням $RMS_r(\Phi_{\text{var}}^*)_{\min}$, то згідно графіка (рис.3.2) відповідний діапазон $\Phi_{i\text{var}}^*$ становитиме відносно точки мінімуму $\pm 0,23$ дптр або $0,46$ дптр обсягу псевдоакомодації, а при допустимому перевищенні у 10% – відповідний діапазон $\Phi_{i\text{var}}^*$ становитиме відносно точки мінімуму $\pm 0,32$ дптр, або $0,64$ дптр обсягу псевдоакомодації.

Похибка визначення обсягу псевдоакомодації складається з похибок визначення правого та лівого краю діапазону $\Phi_{i\text{var}}^*$, в якому $RMS_r(\Phi_{i\text{var}}^*)$ не перевищує допустимої величини. Тому ця похибка знаходиться в межах двох значень σA_R , визначених за правилом, реалізованим у вищенаведеному прикладі.

3.6. Комп'ютерне моделювання впливу електричного шуму на похибку вимірювання аметропії моделі ока

Для здійснення комп'ютерного моделювання впливу електричного шуму на похибку вимірювання аметропії моделі ока потрібно попередньо визначити:

- діапазон аметропії ока , який регламентується технічним завданням на розробку вимірювача;
- діапазон можливого змінювання оптичної сили варіооб'єктива;
- діаметр входної зіниці варіооб'єктива або величина відносного отвору для кожного значення фокусної відстані;
- функцію яскравості чи функцію розподілу інтенсивності лазерного випромінювання як джерела випромінювання у складі вимірювача;
- функцію розподілу щільності вірогідності амплітуд шумової складової електричного сигналу фотоприймача;
- дійсне значення (або діапазон значень) $\mu = \frac{\delta_{RMS}}{RMS_r}$, що є властивим для

фотоприймача, який використовується у складі вимірювача.

Діапазон значень μ та вказану функцію розподілу потрібно встановлювати експериментально з досліджень фотоприймача у реальних умовах його функціонування.

Методика комп'ютерного моделювання дії вимірювача з метою визначення похибки вимірювання аметропії, обумовленої електричним шумом фотоприймача, наводиться на прикладі таких вихідних даних: $A_R = 0$ дптр; $\Phi_{ока} = 58,824$ $f' = 17$ мм $D_3 = 3$ мм;

Випромінювач – лазерний діод з розбіжністю лазерного пучка у двох взаємно перпендикулярних площинах $\theta_x = 2 \cdot 10^{-3}$ рад, $\theta_y = 3 \cdot 10^{-3}$ рад.

Індикатриса інтенсивності випромінювання – гаусова. Вказані вище кути розбіжності випромінювання встановлені відповідно до відносного рівня інтенсивності $e^{-2} = 0,1353$.


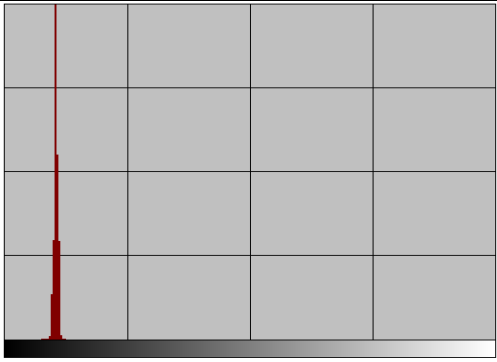
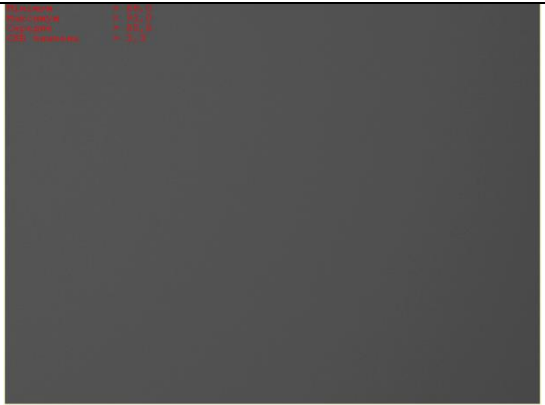
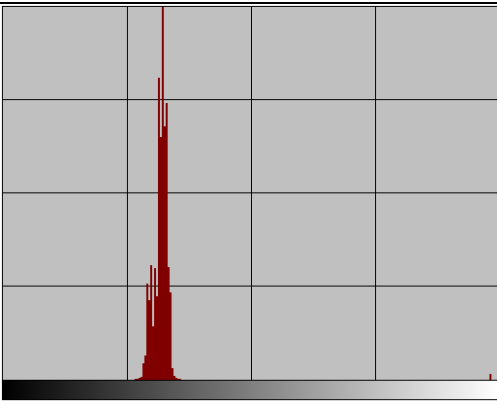
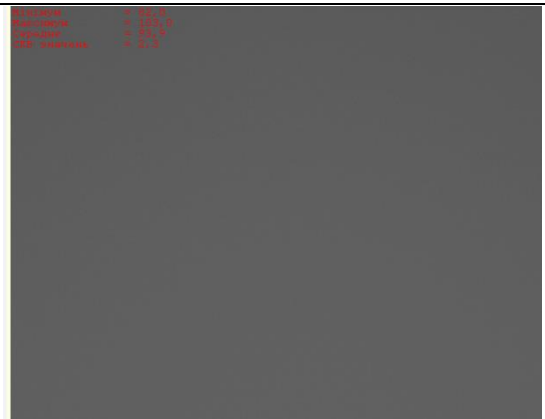
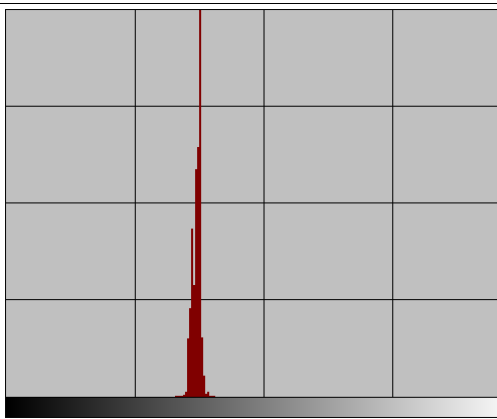
Розподіл щільності вірогідності випадкових відхилень електричного сигналу фоточутливих елементів фотоприймача від середньої величини – нормальний. Це підтверджується гістограмами, отриманими за результатами експериментальних досліджень фотоприймача – швидкісної відеокамери SMX-150M фірми Sumix Corporation яка дозволяє здійснювати запис зображень із швидкістю до 500 кадрів у секунду при достатньому форматі матриці (кількості ФЧЕ у матриці), що було вирішальним фактором при виборі фотоприймача для вимірювача. Така швидкість досягається використанням матриці комплементарних металооксидних напівпровідників (КМОП). Але технології КМОП властивий більш високий рівень шумів при перетворенні світлових сигналів у електричні, що є їх недоліком у порівнянні із CCD матрицями. Тому дослідження шумів цієї матриці мало для нас особливий інтерес.

Багатоелементний фотоприймач отримував рівномірне опромінювання всієї робочої зони його світлочутливої поверхні. Відеокамера була підключена до комп'ютера, який керував процесом відеозапису, зберігав оцифровані відеокадри у своїй пам'яті та обробляв результати запису. За результатами запису оцифрованих електричних сигналів кожного кадру відтворювалася гістограма, яка показувала кількість елементів фотоприймача, що перетворювала однаково для всіх елементів величину опромінювання у відповідну кількість цифрових розрядів рівня вихідного сигналу з кожного елемента.

У табл. 3.2 показано декілька гістограм, які були отримані у такий спосіб при різних рівнях опромінювання робочої зони багатоелементного фотоприймача.

Таблиця 3.2

Гістограми амплітуд електричних сигналів, генерованих фоточутливими елементами фотоприймача

№	Зображення кадру	Гістограма	Параметри
1			Min 19 Max 31 Mean 26 RMS 0,91
6			Min 68 Max 91 Mean 81 RMS 3,3
7			Min 84 Max 100 Mean 93 RMS 3,5

RMS є стандартним середнім квадратичним відхиленням електричних сигналів від їх середнього значення. Воно характеризує рівень електричного шуму, яким супроводжується перетворення фотоприймачем світлового сигналу у електричний. Кількість елементів у робочій зоні – 24-104, Min, Max, Mean, RMS – мінімальний (у цифрових розрядах), максимальний та середній

відповідно сигнали, отримані з окремих фоточутливих елементів; RMS – середнє квадратичне значення рівня сигналів.

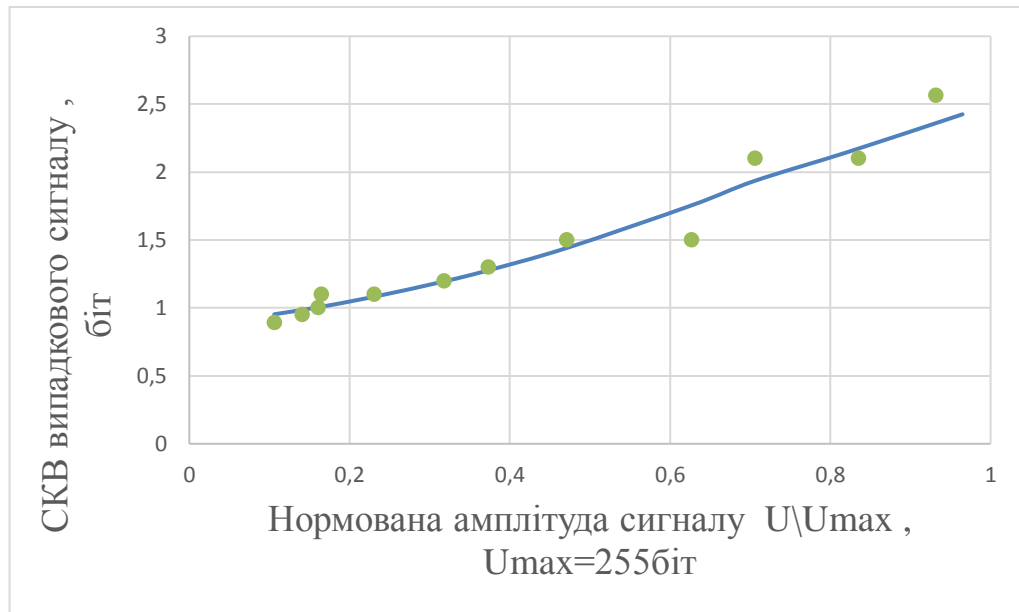


Рис. 3.4 Графік знайденого СКВ випадкового сигналу на фотоприймачі

Оскільки електричні сигнали через шум мають випадкову складову, то електричні сигнали, які відображають розподіл опромінювання у світловій плямі на фотоприймачі, спотворюють цей розподіл, що показано на рис. 3.5.

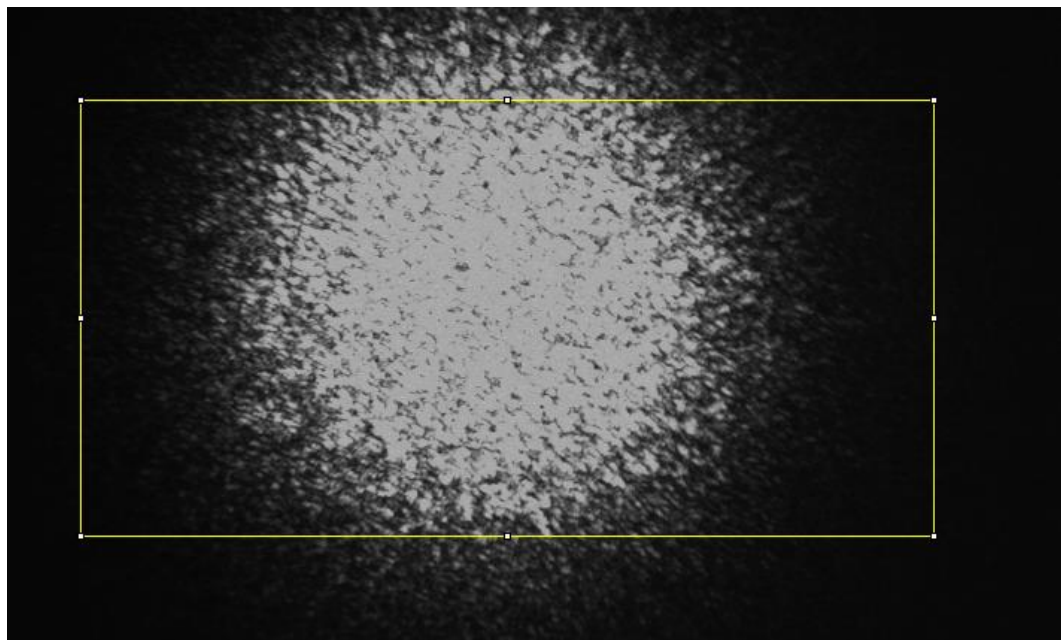


Рис. 3.5. Кадр із записом світлової плями у площині фотоприймача, відтворений камерю SMX-150M

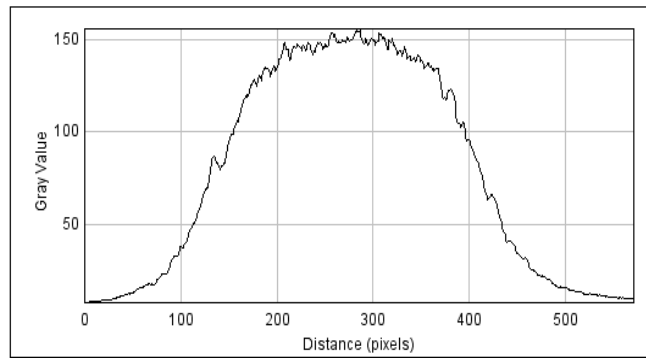


Рис. 3.6 Розподіл оцифрованих електричних сигналів від пікселів фотоприймача вздовж осі ОХ

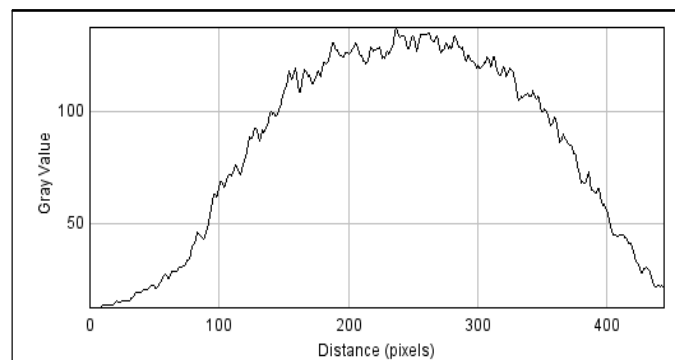


Рис. 3.7 Розподіл оцифрованих електричних сигналів від пікселів фотоприймача вздовж осі ОУ

Це неодмінно впливає на величину радіусу полярного моменту RMS_r , розрахованого за формулами (3.1), в яких амплітуди електричних сигналів містять випадкові складові. Таким чином RMS_r є функція випадкових аргументів. Для коректного комп'ютерного моделювання випадкової складової цієї функції і коректного комп'ютерного моделювання функціонування вимірювача потрібно знати закон розподілу щільності вірогідності, з якою випадкова складова функції RMS_r приймає те чи інше значення.

З огляду на те, що випадкові складові її аргументів розподіляються нормально, згідно вигляду виразів (3.1) та у відповідності з теорією функції випадкових аргументів, можна прогнозувати нормальний закон розподілу випадкової складової RMS_r . З метою перевірки вірності цієї гіпотези було

проведено експериментальне дослідження значень функції RMS_r . Для цього здійснювався сеанс запису 100 кадрів при незмінній світловій плямі на фотоприймачі. Для кожного кадру розраховувалось значення RMS_r . Гістограма розподілу значень RMS_r за результатами обробки 100 кадрів підтвердила нормальний розподіл випадкової складової навколо середнього значення RMS_r . Цей результат дозволив коректно моделювати поведінку RMS_r , використовуючи для цього генератор випадкових чисел з нормальним розподілом навколо їх середнього значення.

Моделювання проводилося за допомогою комп'ютерної програми Mathcad з використанням вищенаведених даних про параметри функціональних елементів вимірювача.

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 3

1. Дослідження впливу електричного шуму фотоелектричного приймача зображень на похибки вимірювання величини аметропії ока та обсягу псевдоакомодації показали, що досягнення запропонованим методом допустимої для клінічної практики вказаних параметрів похибки вимірювань ± 0.25 дптр є можливим при використанні у вимірювачі сучасних засобів реєстрації зображень які дозволяють забезпечити необхідне співвідношення сигнал/шум.

2. Показано, що при використанні допустимого рівня опромінення сітківки RMS-радіус світлової мікроплями в площині сітківки ока, або у площині оптично спряженій із сітківкою квадратично залежить від оптичної сили віртуально імплантованого кришталіка що підтверджується виглядом графіка $RMS_r(\Phi_{i\text{var}}^*)$, а тому її квадратична апроксимація є виправданою.

3. Комп'ютерна перевірка коректності алгоритму відтворення величини аметропії та обсягу псевдоакомодації, з використанням для цього функції $RMS_r(\Phi_{i\text{var}}^*)$, показала, що для підвищення точності результатів

процедуру вимірювань потрібно здійснювати у два етапи, на першому – з великим кроком зміни $\Phi_{i\text{var}}^*$ (до 0.5 дптр), а на другому – з кроком до 0.1 дптр у діапазоні ± 0.5 дптр навколо мінімуму, виявленого на першому етапі.

4. При апроксимації функції $RMS_r(\Phi_{i\text{var}}^*)$ достатня точність встановлення мінімуму вказаної функції досягається вже при 3х коефіцієнтах ступеневого поліному при використанні більш ніж 10 значень $\Phi_{i\text{var}}^*$.

Публікації до розділу 3: [86], [87]

РОЗДІЛ 4

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ ФУНКЦІОНАЛЬНИХ ПАРАМЕТРІВ ВИМІРЮВАЧА ОБСЯГУ ПСЕВДОАКОМОДАЦІЇ ТА ЗАЛИШКОВОЇ АМЕТРОПІЇ АРТИФАКІЧНОГО ОКА

Метою даного розділу дисертаційної роботи є експериментальна перевірка правильності теоретичних положень та висновків, отриманих у попередніх розділах дисертації та оцінка потенційної можливості із допустимими похибками здійснювати вимірювання обсягу псевдоакомодації та залишкової аметропії артикафакічного та пресбіопічного ока, методом тривимірної мікрофотометрії повітряного зображення.

Для досягнення поставленої мети було потрібно провести експериментальні дослідження впливу електричного шуму фотоприймача зображень на похибку визначення величини аметропії та обсягу псевдоакомодації ока, дослідити фактори, що чинять негативний вплив на процес вимірювань та сформулювати вимоги до проектування експериментального зразка макета вимірювача обсягу псевдоакомодації та залишкової аметропії артикафакічного та пресбіопічного ока.

Спроекувати та виготовити із використанням сучасної елементної бази робочий макет вимірювача обсягу псевдоакомодації та залишкової аметропії артикафакічного ока; провести експериментальні випробування спроектованого макета вимірювача.

В 4-му розділі дисертаційної роботи вирішуються такі задачі:

- Розробка апаратного засобу що реалізує запропонований метод тривимірної мікрофотометрії повітряного зображення та дозволяє дослідити його основні функціональні властивості.

- Дослідження похибки визначення координат центроїду світлової мікроплями на фотоприймачі зображень із використанням розробленого апаратного засобу.;
- обґрунтування вибору варіокомпонента з існуючої елементної бази швидкодіючих панкратичних систем; фізичне моделювання артіфакічного та пресбіопічного ока; опис програмного забезпечення методу;
- дослідження впливу спеклової структури лазерного випромінювання на величину RMS-радіуса світлової мікроплями; експериментальне дослідження величини похибки вимірювання аметропії A_R та обсягу псевдоакомодації A_{PR} моделі артіфакічного ока.
- Експериментальне визначення похибки вимірювання аметропії та обсягу псевдоакомодації із використанням експериментальної установки і порівняння із теоретично розрахованими.

4.1 Функціональна схема вимірювача

Функціональна схема макету вимірювача обсягу псевдоакомодації та залишкової аметропії артіфакічного ока, що реалізує метод тривимірної мікрофотометрії повітряного зображення мікроплями зображена на рис. 4.1.

Офтальмологічний рефрактометр для вимірювання обсягу псевдоакомодації та залишкової аметропії ока, функціональну схему якого представлено на рис.4.1, містить освітлювальну та вимірювальну системи і поляризаційний світлоподільник (4) для поєднання оптичних осей цих систем. Освітлювальна система містить джерело колімованого поляризаційного випромінювання (лазер,5) та оптичну систему для формування світлової мікроплями від лазерного випромінювання на сітківці ока. Вимірювальна система містить об'єктив (6) для формування зображення освітленої ділянки сітківки ока в променях, які виходять з ока, варіокомпонент, (3) який за допомогою системи Бадаля (2) оптично спрягається з площиною зіниці ока (1) і виконує функцію компенсатора аметропії.

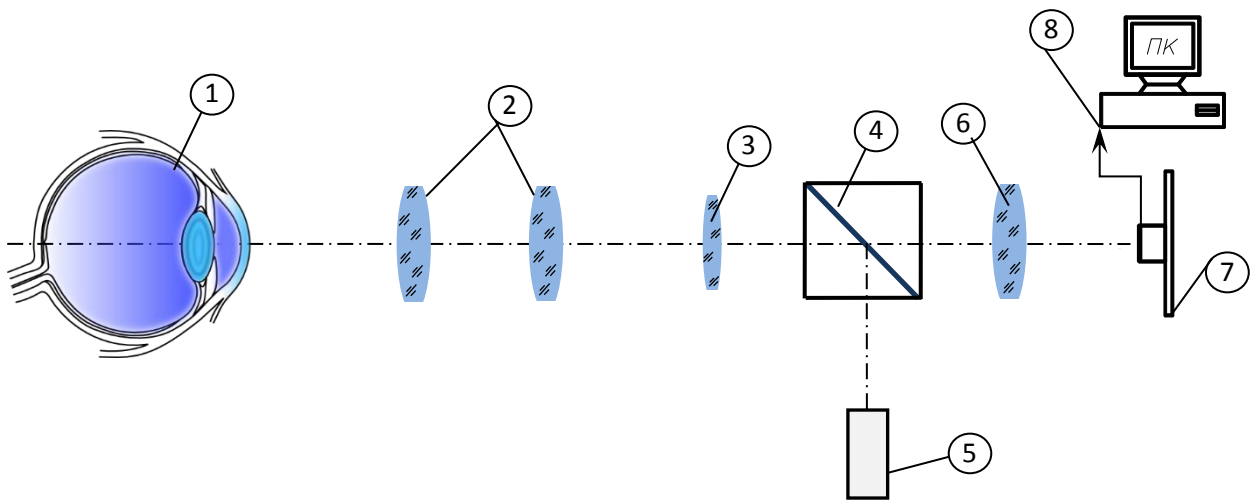


Рис.4.1 – Функціональна схема вимірювача (пояснення в тексті)

1 – око пацієнта, 2 – компоненти системи Бадаля, 3 – панкратичний компонент (рідинна варіолінза), 4 – поляризаційний світлоподільник, 5 – джерело колімованого випромінювання (лазерний діод), 6 – об'єктив фотоприймача, 7 – відеокамера, 8 – ПК.

Система Бадаля оптично спрягає площину зіниці ока з варіокомпонентом, який виконує функцію компенсатора наявної в оці аметропії, і дозволяє без переміщень оптичних компонентів сканувати фокусну область оптичної системи ока, з метою виявлення астигматизму і вимірювань його параметрів.

Якщо око еметропічне, то пучок променів, що відіб'ється від сітківки, утворюватиме в площині фотоприймача пляму з найменшим діаметром. Це є ознакою наявності еметропії. При міопії, або гіперметропії з ока виходять пучки променів, що збігаються, або розсіюються, відповідно, і тому вони утворюють на світлочутливій поверхні фотоприймача пляму більшу за розмірами у порівнянні з випадком еметропічного ока. Зміна величини фокусної відстані варіокомпонента, дозволяє компенсувати аметропію ока і направляє в об'єктив фотоприймача паралельні пучки променів. При досягненні паралельності променів зображення світлової плями на фотоприймачі має найменший діаметр і відповідно величина RMS-радіуса приймає мінімальне значення. Ця ознака використовується для визначення

оптичної сили варіокомпонента, яка компенсує аметропію. Тим самим визначається величина аметропії ока.

У пристрої, що розглядається, використовується світлоділильний поляризаційний куб, розміщений між об'єктивом фотоприймача і варіокомпонентом. За його допомогою в сторону ока направляється поляризоване світло від джерела (лазера), яке відсікається у зворотному напрямку після відбиття від рогівки ока і не надходить до фотоприймача. Цим досягається зменшення дії відблисків від рогівки ока пацієнта, які істотно заважають точним вимірюванням рефракції.

В установці використано оптичні компоненти:

- Об'єktiv фотоприймача Індустар 50 – $f' = 52.56 \text{ мм}$
- Телескопічна система Бадаля складається з двох об'єktivів:
- Індустар 50 та Індустар 23у
- Індустар 23 – $f' = 110 \text{ мм}$

В якості джерела світла в даному приладі використовується лазерний світлодіод з довжиною хвилі $\lambda = 685 \text{ нм}$.

Швидкісна відеокамера (поз.7) розміщена у передній фокальній площині об'єктива (поз.6). Під час сеансу вимірювань виконується серія знімків розподілу освітленості в мікроплямі, які в подальшому оброблюються за допомогою програмного забезпечення приладу і видаються на екрані монітора у результуючому вигляді.

Об'єktiv (поз.6) – типу «Індустар 50» слугує для направлення променів, що йдуть від ока в площину відеокамери. Він розташований між відеокамерою і поляризаційним світлоподільником (поз. 4), який поєднує освітлювальний та вимірювальний канали приладу.

Джерелом колімованого світла в освітлювальному каналі є лазер (поз.5). Паралельні пучки променів від лазера, через світлоподільник направляються на сітківку ока пацієнта, і формують на ній світлову мікропляму, розмір якої

залежить від розбіжності лазерного випромінювання та величини наявних в оці аберацій.

Відбите і розсіяне сітківкою світло потрапляє у вимірювальний канал приладу. Телескопічна система Бадаля, що складається з об'єктивів «Індустар 23у» та «Індустар 50» (поз. 2), оптично спрягає площину зіниці ока з площиною варіоптичного компонента – варіолінзи (поз. 3) яка використовується в якості компенсатора наявної в оці аметропії.

Варіолінза (поз. 3) розташована у фокальній площині першого об'єктива системи Бадаля (поз. 2"). Її функція, як компенсатора полягає у тому, щоб направити на об'єктив фотоприймача (поз. 6) паралельні пучки променів, цим самим компенсуючи розфокусування променів, що виникає в наслідок наявної в оці аметропії. Це досягається зміною її оптичної сили (фокусної відстані).

4.2 Обґрунтування вибору варіокомпонента

Останнім часом для зміни фокусної відстані замість механічного переміщення компонентів стали застосовуватися оптичні елементи з змінною оптичною силою, а саме так звані рідинні лінзи. Використання таких лінз дозволяє скоротити кількість компонентів, що переміщуються, або зовсім відмовитися від їх використання в оптичній системі. Рідинні лінзи широко використовуються в компактних відеокамерах, веб камерах, зчитувачах штрих-кодів, ендоскопах, в пристроях машинного зору тощо.

Для використання у даному вимірювачі було обрано варіокомпонент, що працює на ефекті електрозмочування (рис. 4.2) [47,48]. Даний тип рідинної лінзи має суттєві переваги над гідравлічним типом рідинних лінз, трансфокаторними або панкратичними об'єктивами.

Конструкція ВЛ виглядає так: по боках пластикового корпусу розташовуються вхідне та вихідне вікна. В ролі вікон виступають прозорі плоско-паралельні пластини, зроблені з пластику. Між пластинами розташовуються дві рідини, що мають ліофобні характеристики – вода (електроліт із слабкою концентрацією) та олія (нафта). Рідини між собою не

змішуються, лише контактують і утворюють оптичну поверхню. Сама оптична поверхня являє собою границю розділу двох середовищ, які мають різні показники, включаючи показник заломлення. Електричне поле, утворене двома електродами, до яких прикладена напруга, змінює радіус кривизни поверхні (рис.4.2).

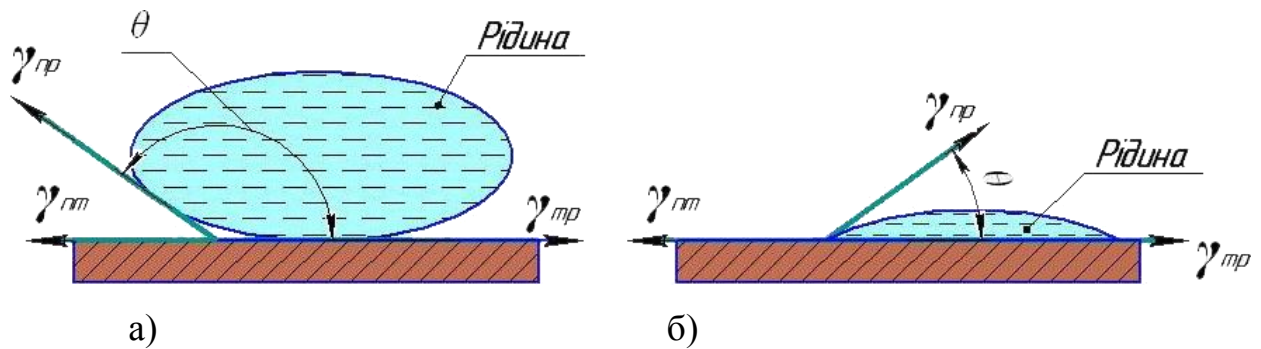


Рис. 4.2 Види змочування: а) низьке змочування, б) високе змочування.

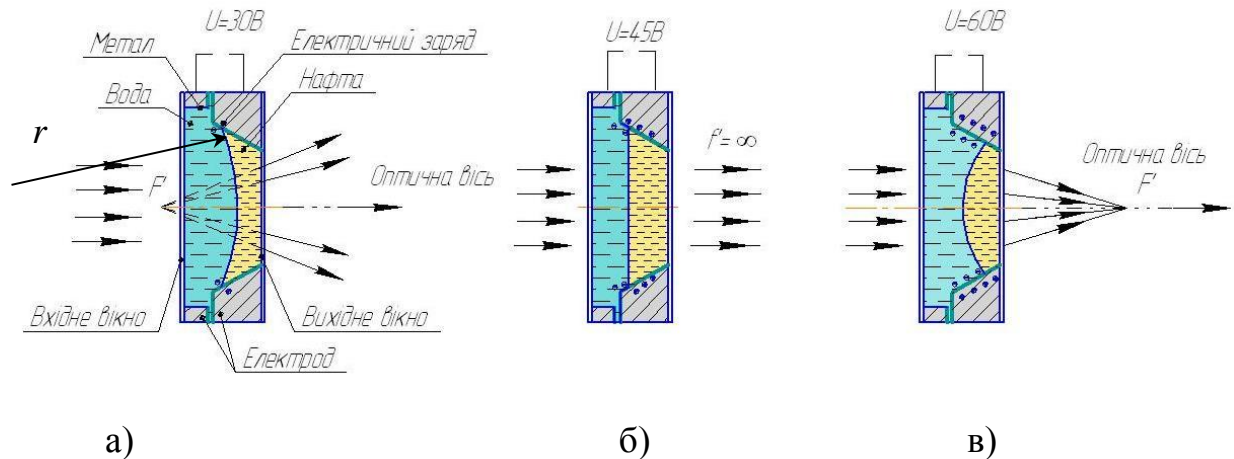


Рис. 4.3 Конструкція варіоптичної лінзи, що функціонує на основі ефекту електрозмочування: а) поверхня контакту двох рідин опукла, лінза – розсіювальна з фокусною відстанню $f' < 0$; б) поверхня контакту плоска, лінза – афокальна з фокусною відстанню $f' = \infty$; в) поверхня контакту – випукла, лінза – збиральна, фокусна відстань $f' > 0$.

Як результат, з вищеописаного можна зробити висновок, що рідинна лінза має наступні переваги:

- просту конструкцію,
- малі габарити,
- відпрацювання потрібного значення Φ (до 20мкс),
- характеризується великим діапазоном зміни фокусної відстані (від - 100мм до + 60мм),
- має зручну комп'ютерну систему керування,
- має високе енергозбереження.

Варіолінза (ВЛ)Varioptic - Arctic 316. Модель ВЛ обиралася з огляду на необхідність компактних розмірів компоненту, а також бажаний великий динамічний діапазон. Обрана модель ВЛ має високу швидкодію та не має механічних елементів. Вигляд обраної ВЛ та її технічні характеристики приведені на рис 4.4 та у табл.4.3 [46].

Таблиця 4.3.

Технічні параметри ВЛ Arctic 316 при температурі 25°C

Апертурна діафрагма	2.6мм
Мінімальна оптична сила	-5дптр.
Максимальна оптична сила	+13дптр.
Фокусна відстань	50мм - ∞
Помилка хвильового фронту	45нм
Температура зберігання	від -40 до 85°C
Робоча температура	від -20 до 60 ° C
Робочий діапазон напруги	20 ... 70 В
Споживча потужність з урахуванням драйвера	15 мВт
Ресурс	> 10 000 циклів

Як видно з паспортних параметрів обраної варіолінзи, приведених в табл.4.3, робочий діапазон температур становить -20...+60°C; при цьому час перефокусування не перевищує <20 мс. На рис. 4.4 показанозалежність часу відгуку ВЛ від температури [46].

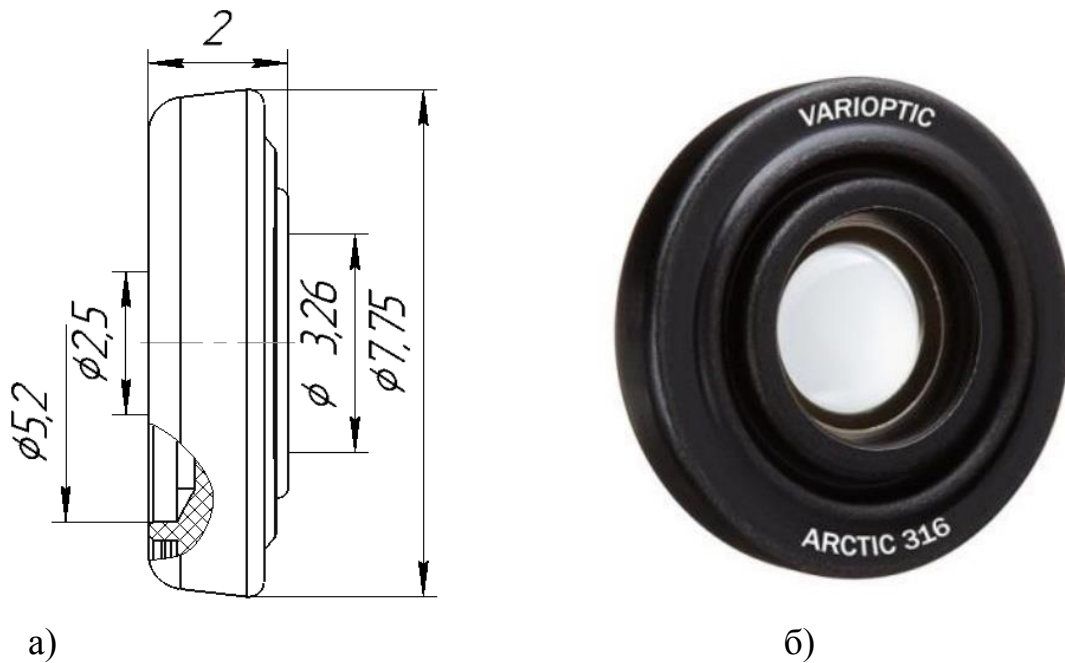


Рис 4.4 Варіолінза марки Arctic 316: а) Загальне креслення; б) Загальний вигляд ВЛ

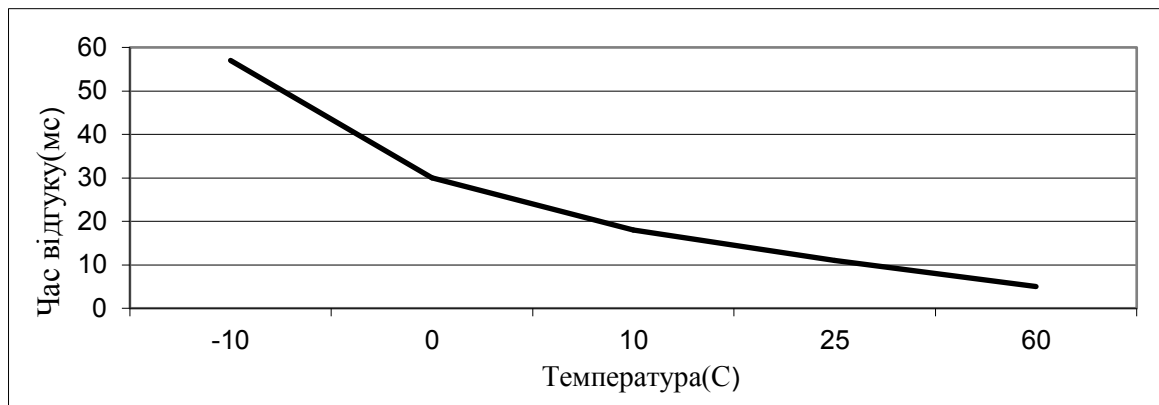


Рис. 4.5 Залежність часу відгуку ВЛ від температури
Коефіцієнт пропускання світла ВЛ становить 0,97 в діапазоні довжин світлових хвиль 0,4 - 0,7 мкм (див. рис 4.5) [34].

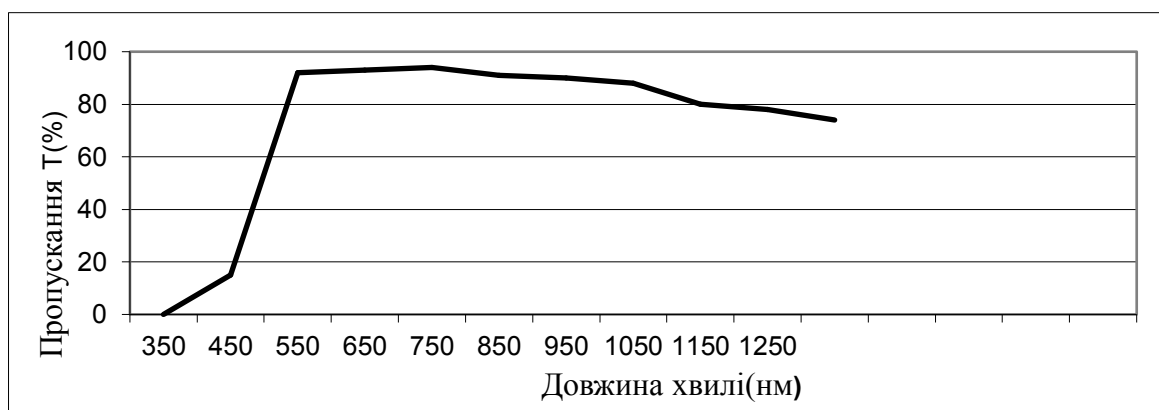


Рис. 4.6 Залежність коефіцієнта пропускання ВЛ від довжини хвилі

За допомогою лазера та світлоділильного скла, що розташоване під 45° до оптичної осі системи, колімований пучок світла спрямовується в око пацієнта. В результаті у площині сітківки формується світлова мікропляма, зображення якої переноситься вимірювальним каналом пристрою в площину камери. Варіолінза є основним оптичним елементом системи, який розташовується на сталій відстані від фотоприймача, і має можливість за рахунок зміни поданої на пристрій напруги змінювати свою оптичну силу з метою фокусування зображення мікроплями на поверхні фотоприймача.

Зміна напруги керує радіусом контактної поверхні між двома ліюфобними речовинами – водою (електроліт слабкої концентрації) та олією (нафта), що розташовані усередині варіолінзи. Як результат, змінюється оптична сила елемента. Залежність оптичної сили варіолінзи від поданої електричної напруги приведено на рис. 4.7.

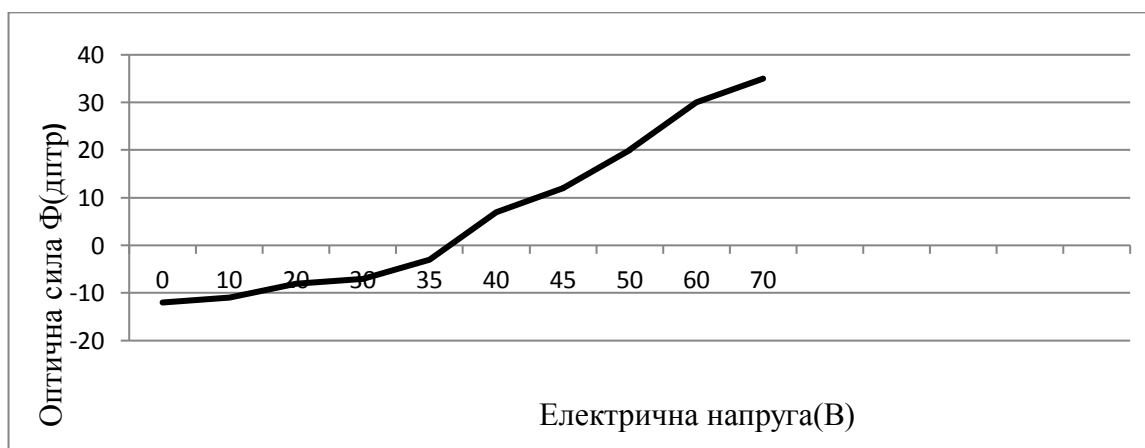


Рис. 4.7 Графік залежності оптичної сили від електричної напруги варіолінзи фірми Varioptic (модель Arctic 316)

Керування варіолінзою відбувається за допомогою блока керування та комп'ютера.

Фіксація моменту найкращого фокусування зображення світлової мікроплями здійснюється за допомогою комп'ютерної програми, що використовує для розрахунків параметр RMS-радіуса (root mean square – середньоквадратичне значення) розподілу освітленості у зображенні мікроплями [29,55]. RMS визначається з формули:

$$RMS_r = \sqrt{\frac{\int E(x, y)(x^2 + y^2) dx dy}{\int E(x, y) dx dy}} = \frac{\int U(x, y)(x^2 + y^2)}{\int U(x, y) dx dy} \quad (4.1)$$

де $E(x, y)$ – розподіл опроміненості на камері.

$$RMS_r = \frac{\sum U_{i,j}(x_i^2 + y_j^2)}{\sum U_{i,j}} \quad (4.2)$$

де $x_i + y_j$ – координати певного пікселя на матриці камери відносно центра плями.

Мінімальне значення RMS-радіуса вказує на найкраще фокусування світлової мікроплями. За результатами значень RMS комп'ютерна програма знаходить відповідну оптичну силу варіюлінзи.

Після цього, знайшовши мінімум функції $RMS_r(\Phi_{VAR})$, можна встановити значення величини аметропії моделі ока за умови збільшення системи Бадаля $\gamma = -1$:

$$RMS_r(\Phi_{VAR})_{\min} = -A_R \quad (4.3)$$

4.3 Фізичне моделювання аметропічного та артіфакічного ока

Проведення експериментальних досліджень потребує точних даних про фактичний аберацийний стан оптичної системи ока. Ця умова не може бути виконаною у випадку живого ока через його нестабільний аберацийний та акомодацийний стан. Таким чином, для попереднього калібрування експериментальної установки, а також для здійснення перевірки коректності її функціонування, експериментальним дослідженням точності відтворення аберацийних параметрів живого ока повинні передувати дослідження з використанням фізичної моделі оптичної системи ока, оптичні параметри якої є відомими. Основними вимогами до фізичної моделі ОС ока є:

- 1) відтворення основних параметрів оптичної системи живого ока;
- 2) можливість моделювання аметропії артіфакічного ока в зазначених межах.

Виконання вищевказаних вимог може забезпечити модель абераційної системи ока, яка детально описана у матеріалах статті [39] «Абераційна модель ока для контролю та підвищення точності офтальмологічних аберометрів і рефрактометрів». Її конструктивні параметри приведені на рис.4.8 загальний вигляд – на рис.4.9.

Конструктивні параметри оптичних елементів фізичної моделі оптичної системи ока (рис.4.8) створені максимально наближеними до реально існуючих у живого ока. Простір між імітатором рогівки та імітатором сітківки заповнений дистильованою водою, показник заломлення якої наближений до показника заломлення водянистої вологи передньої камери та скловидного тіла живого ока. Імітатор сітківки виконаний з поліетиленової плівки, яка має коефіцієнт відбиття, близький до коефіцієнті відбиття реальної сітківки.

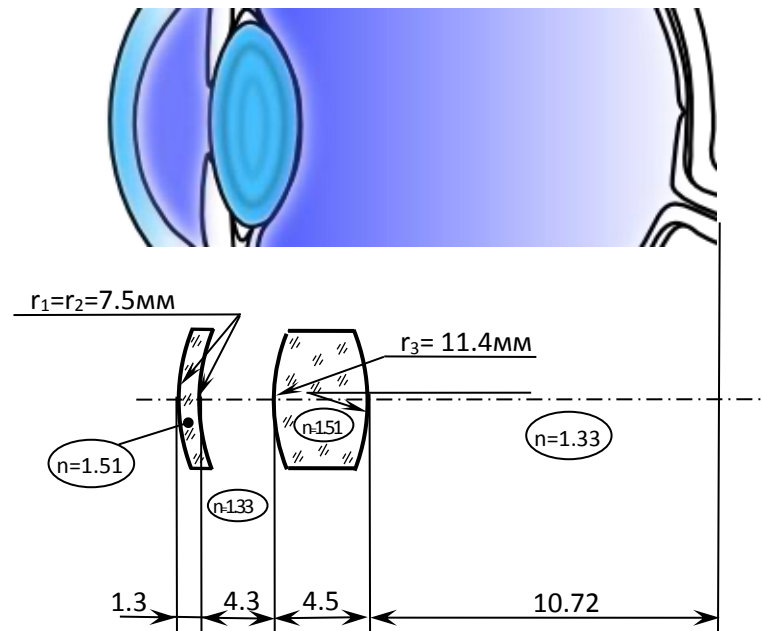


Рис.4.8 Конструктивні параметри фізичної моделі абераційного ока

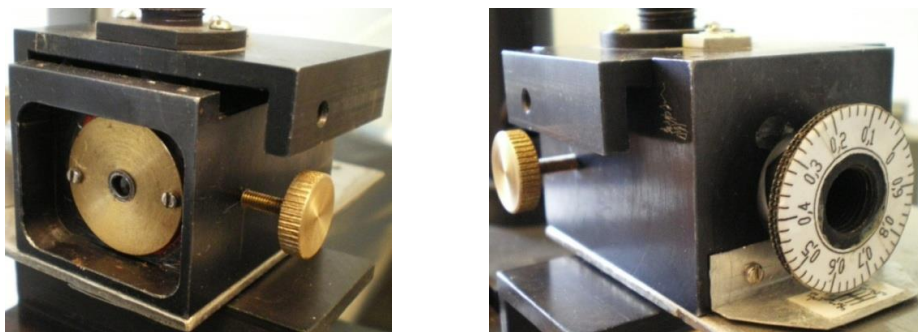


Рис 4.9. Загальний вигляд фізичної моделі абераційного ока

Конструкція моделі дозволяє виконувати контрольовані осьові лінійні переміщення імітатора сітківки в діапазоні ± 5 мм вздовж оптичної осі, чим досягається штучне аметропічне дефокусування зображення.

4.4 Програмне забезпечення і загальний інтерфейс користувача

Для управління роботою експериментальної установки, виконання обчислювальних процедур та відображення текстових і графічних протоколів, що складаються за результатами вимірювань і обчислень, колективом під керівництвом д.т.н., проф. Чижа І.Г. було розроблено спеціальне програмне забезпечення (автор Сокурєнко В.М.). Програма дозволяє: 1) здійснювати керування роботою варіолінзи, дискретно змінюючи її оптичну силу; отримувати та зберігати в пам'яті комп'ютера відеокадри із зображенням розподілу освітленості у площині зіниці ока; здійснювати математичну обробку отриманих зображень, а саме: а) розраховувати математичне очікування (перший гаусів момент) та дисперсію сигналу (другий гаусів момент), що отримується на фоточутливій поверхні; б) розраховувати величину аметропії та обсягу псевдоакомодації з використанням отриманих даних; 4) виводити інформацію у вигляді графіків та текстового звіту.

В цілому, увесь інтерфейс програми реалізований в одному вікні з двома закладками, призначення яких наведено в табл. 4.4.

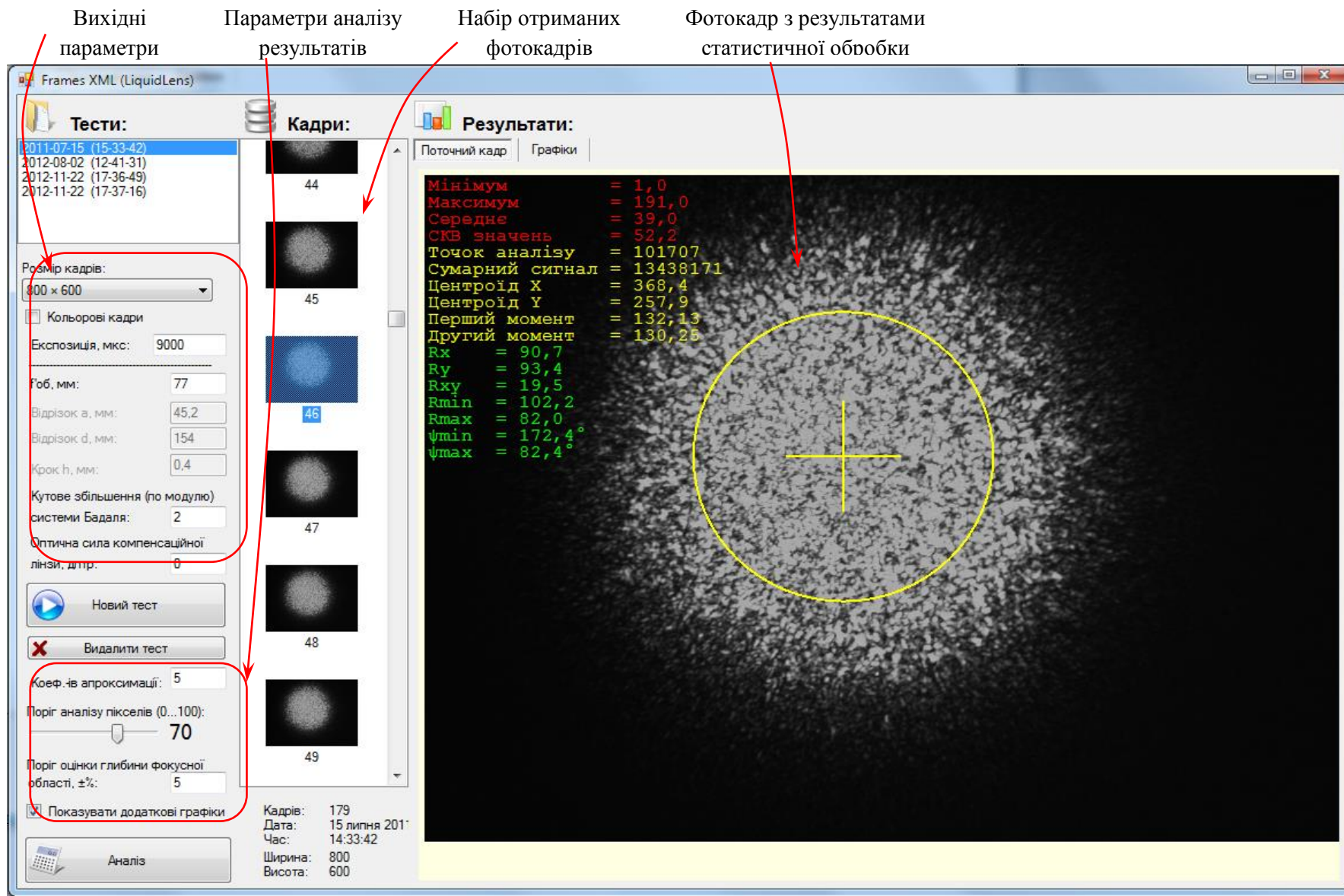


Рис. 4.10 – Загальний інтерфейс програми «Frames XML (LiquidLens)»

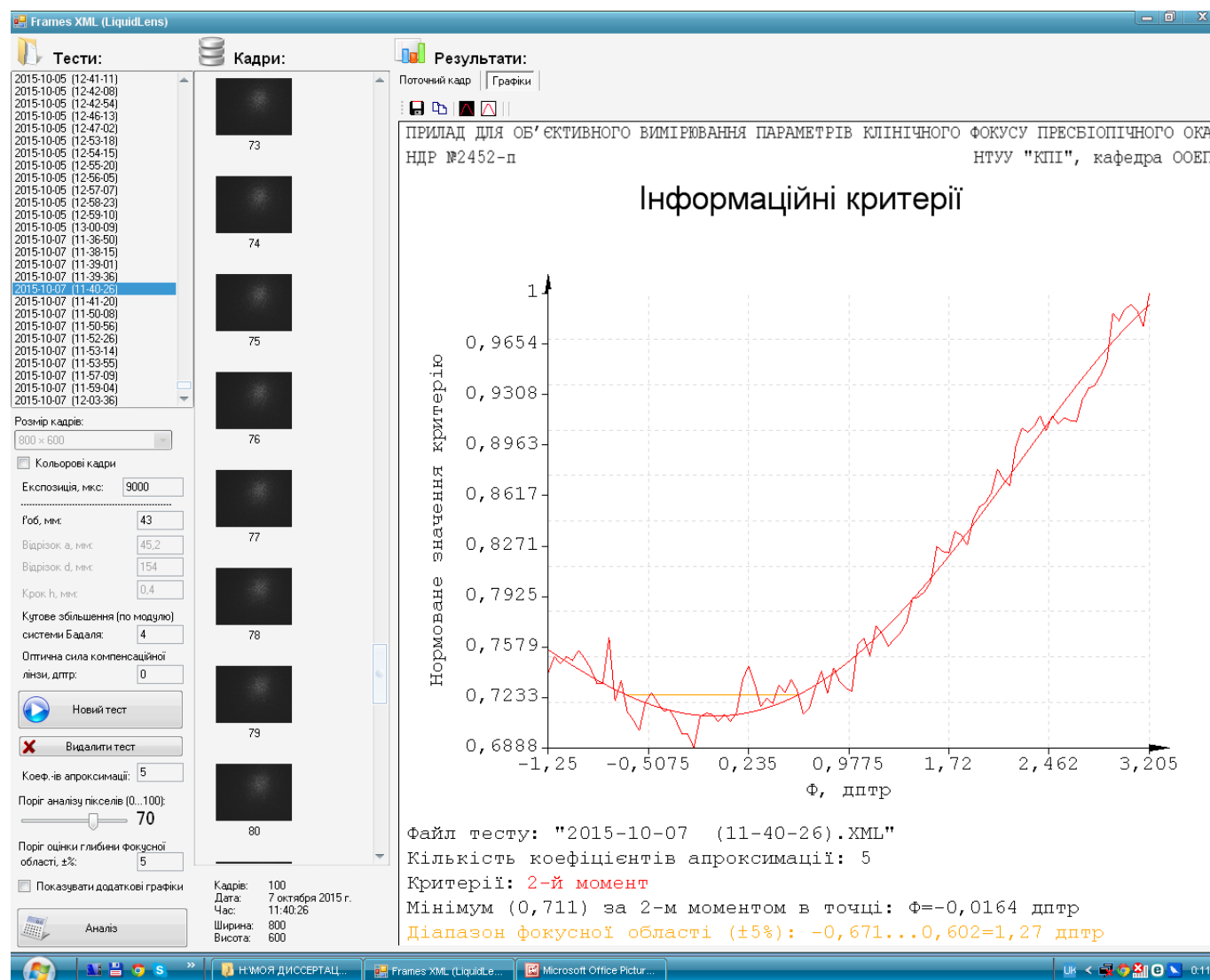


Рис. 4.11 – Зовнішній вигляд інтерфейсу програми з відображенням результатів вимірювання аметропії і обсягу псевдоакомодації

В цілому, увесь інтерфейс програми реалізований в одному вікні з двома закладками, призначення яких наведено в табл. 4.4.

Таблиця 4.4

Робочий інтерфейс програми

№	Назва сторінки-закладки	Призначення сторінки-закладки
1	«Поточний кадр»	Представлення фотознімків з результатами статистичної обробки
2	«Графіки»	Представлення даних розрахунку RMS полярного моменту мікроплями та результатів апроксимації інформаційних критеріїв. Розрахована величина параметра аметропії A_R як екстремальної точки та оцінки довжини фокусної області A_{PR} для заданої межі відхилення інформаційного критерію.

Плавна крива на графіку рис. 4.11 відповідає апроксимованим функціям інформаційних критеріїв. Кількість коефіцієнтів апроксимації таких кривих можна задавати в межах від 3 до 8 на панелі з параметрами аналізу даних ліворуч основного вікна програми. Там же встановлюється поріг аналізу інтенсивності пікселів (від 1 до 100 для динамічного діапазону 0...255), а також поріг оцінки довжини фокусної області (взято, 5%).

4.5 Опис конструкції вимірювача

Згідно функціональної схеми було розроблено конструкцію макету даного вимірювача (рис.4.12 див додаток В;).

На основній плиті (поз.1) розташовано швидкісну відеокамеру (поз.2), яка кріпиться на плиту за допомогою кронштейну, об'єктив фотоприймача «Індустар 50» (поз.3), поляризаційний світлоподілювач на поворотній основі (поз.4), та варіолінзу в оправі (поз.5). Лазерний випромінювач (поз.4 на схемі, див. рис. 4.7), являє собою лазерну указку з потужністю випромінювання 45

мВт ($\lambda=785$ нм), але за рахунок втрат в оптичній системі установки на рогівку ока потрапляє світловий потік потужністю 1,35 мВт, що задовольняє функціональні параметри. Лазер розміщений в тубусі та зафіксований у потрібному положенні за допомогою чотирьох юстирувальних гвинтів.

Допоміжна відеокамера (поз.7) розташована над світлоділильним дзеркалом (поз. 8) на 4х опорах – металевих стрижнях, вона розташована у фокальній площині першого компонента системи Бадаля - об'єктива «Індустар 50» і використовується для центрування і встановлення робочої відстані відносно ока.

Зовнішній вигляд створеного апаратного засобу приведено на рис. 4.13

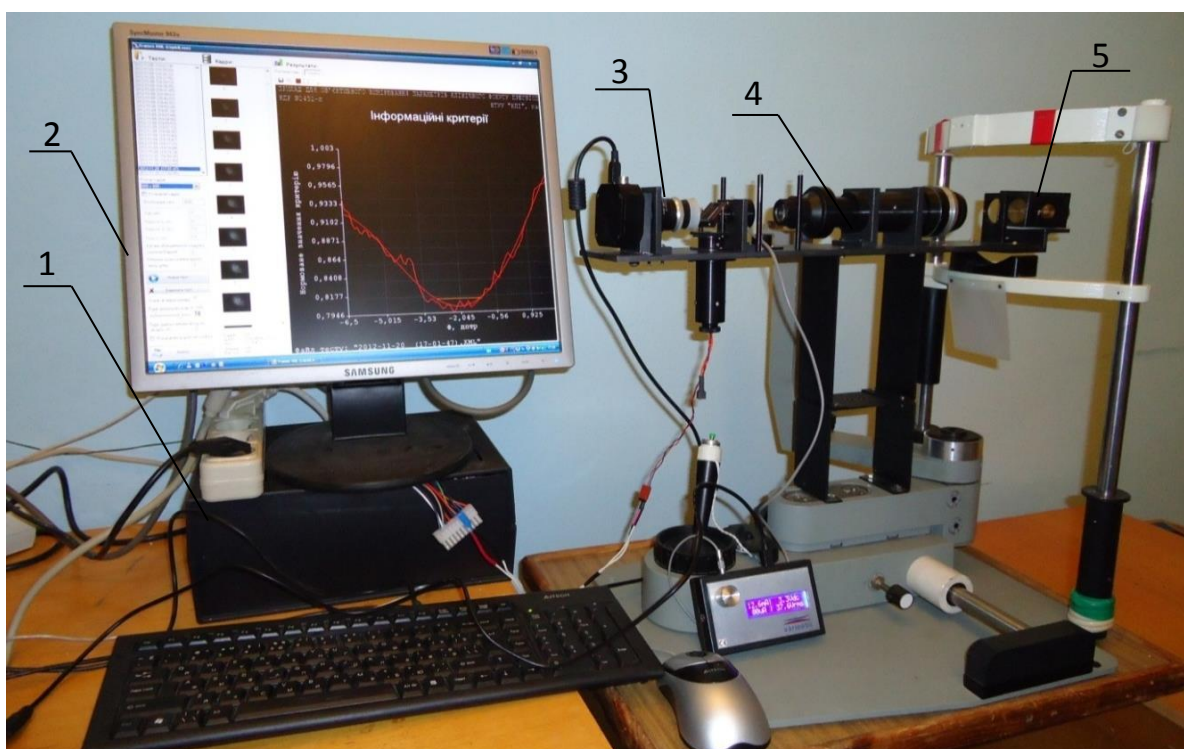


Рис. 4.13 – Загальний вигляд експериментальної установки:

1 – електричний блок живлення, 2 – монітор із відображенням результатом вимірювань, 3 – швидкісна відеокамера, 4 – оптико-механічний блок, 5 – модель абераційної оптичної системи ока.

Фокусування лазерного випромінювання в площину сітківки забезпечує система Бадаля (поз.9). Це телескопічна система Кеплера з кутовим збільшенням $\gamma = -1$ та телецентричним ходом головного променя нахиленого

пучка. Система Бадаля складається з двох об'єктів: «Індустар 50» та «Індустар 23у». Об'єкти приєднуються до двох металевих тубусів, які є рухомими між собою, цим забезпечується юстування і досягається телескопічність системи. За допомогою кронштейнів тубуси кріпляться до основної плити.

У фокальній площині другого об'єктива системи Бадаля розміщено фізичну модель ока людини (поз.11) яка дає змогу відтворювати аметропію в діапазоні ± 6 дптр.

4.6 Експериментальне дослідження похибки визначення координат світлового «центру ваги» мікроплями

Дослідженням передбачалось отримати експериментальні дані про величину похибки визначення світлового центру ваги світлової мікроплями на сітківці ока, аналізуючи її повітряне зображення на фотоприймачі. Визначити вплив похибки визначення «центру ваги» на похибку визначення мінімуму функції $RMS(\Phi)$. Порівняти теоретично розраховану величину похибки з отриманою експериментально.

Отримані дані про розподіл освітленості шумового сигналу показали лінійну залежність СКВ випадкового електричного сигналу від рівня освітленості фотоприймача. Однак дане дослідження не враховувало вплив освітлення фотоприймача корисним сигналом від лазерного випромінювача. За наявності світлової мікроплями на фотоприймачі, на точність визначення її світлового центру ваги вплив чинять шуми фотоприймача, спеклова структура лазерного випромінювання, відблиски від поверхонь структурних елементів компонентів системи та інше.

У зв'язку з цим було проведено експеримент для виявлення похибки визначення світлового центру ваги мікроплями.

Суть експерименту полягала в статистичній обробці даних, отриманих з розрахункової програми вимірювача клінічного фокусу пресбіопічного ока, з урахуванням зміни порогу відсікання шумового сигналу від 0..100 одиниць,

для вибірки 4, 8..100 кадр, з одночасним визначенням MIN, MAX, MEAN значення величини освітленості кадру, визначення положення центроїду (світлового центру ваги) по координаті X,Y для кожного знімку та величини RMS – радіусу.

Вихідні параметри експерименту:

- розмір кадру: 800×600 пікселів,
- час накопичення сигналу – 500мкс,
- максимальний рівень сигналу 250 біт з 255 можливих,
- вибірка – 4, 8...100 кадрів.

Отримані експериментальні дані зображено в табл. 4.5 з одночасним наведенням абсолютного та відносного значення СКВ кожної з вимірюваних величин.

Таблиця. 4.5

Похибка визначення центроїду світлової мікроплями

Поріг аналізу	Координата Центроїд X	Координата Центроїд Y	СКВ X		СКВ Y		RMS	СКВ RMS	
			абс	відн	абс	Відн	абс	абс	відн
0	399,95	299,85	0,049	0,00012	0,049	0,00016	287,961	0,021	7,33E-05
10	399,94	299,84	0,049	0,00012	0,049	0,00016	287,963	0,013	4,71E-05
20	399,94	299,84	0,049	0,00012	0,049	0,00016	287,963	0,013	4,71E-05
30	399,94	299,84	0,049	0,00012	0,049	0,00016	287,963	0,049	0,000172
40	399,94	299,84	0,049	0,00012	0,049	0,00016	287,963	0,013	4,6E-05
45	399,38	301,13	0,564	0,00141	0,162	0,00054	289,408	0,184	0,000638
50	478,60	348,16	0,207	0,00043	0,312	0,00089	53,678	0,013	0,000253
60	460,48	355,14	0,605	0,00131	0,665	0,00187	46,294	0,316	0,006837
70	476,67	359,20	0,425	0,00089	0,384	0,00107	41,722	0,514	0,012337
80	475,41	362,28	0,569	0,00119	0,617	0,00170	38,213	0,334	0,008741
90	474,09	364,43	0,426	0,00089	1,013	0,00278	35,611	0,298	0,008371

Крива на графіку (рис.4.14) показує як змінюється величина RMS-радіуса мікроплями на фотоприймачі зображень в залежності від рівня

відсікання шумового сигналу. Зменшення величини радіуса з 300 мкм до 50 пояснюється звуженням зони аналізу в кадрі і відсікання частини кадру, пов'язаної з полисками та впливом спеклової структури лазерного випромінювання. Підвищення рівня порогу відсічки шумового сигналу також чинить вплив на точність визначення центру «світлової ваги» мікроплями.

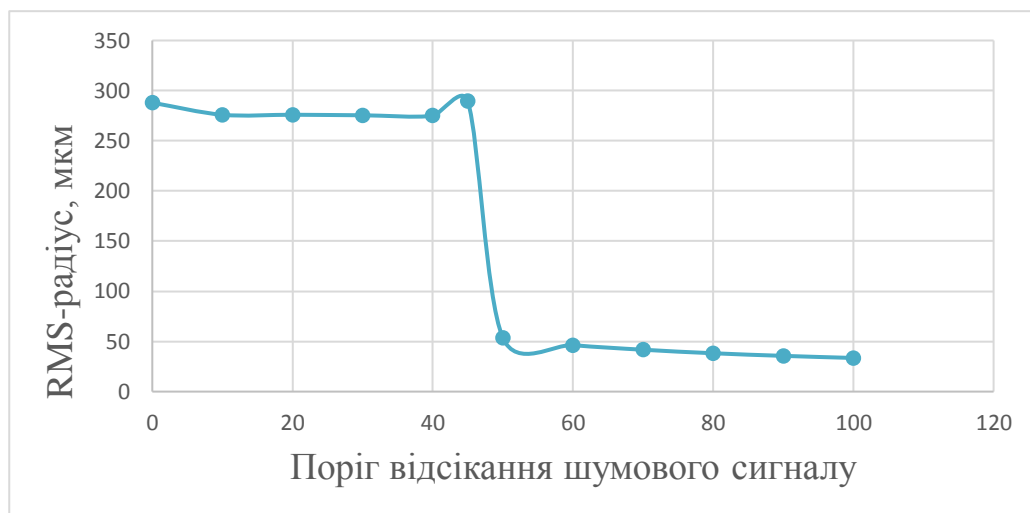


Рис. 4.14 Залежність RMS-радіуса від величини порогу відсікання шумового сигналу

В результаті даного експерименту можна зробити висновок про величину впливу випадкової складової електричного сигналу на точність визначення координат центрів і RMS-радіуса мікроплями.

З експерименту виявлено, що для коректної роботи вимірювача необхідно встановлювати поріг відсікання не менше 60%.

4.7 Експериментальне дослідження похибки визначення мінімуму функції $RMS(\Phi_{VAR})$ від кількості коефіцієнтів апроксимації та порогу відсічки шумового сигналу

Знаходження положення мінімуму функції $RMS(\Phi_{VAR})$ є фактично рефрактометрією ока пацієнта (моделі ока).

Задачею даного дослідження є експериментальна перевірка відтворюваності результатів вимірювання аметропії та обсягу

псевдоакомодації на фізичній моделі ока, за умови збереження постійних умов вимірювання.

Експеримент було проведено за таких умов: величина експозиції 9000 мкс; поріг аналізу обсягу псевдоакомодації $\pm 5\%$; величина максимального сигналу не перевищувала 255 одиниць, кількість кадрів одної сесії – 100, поріг аналізу змінювався в межах 60...85 одиниць з кроком 5, кількість коефіцієнтів апроксимаційного поліному 3...6, з кроком 1.

На графіках 4.14 – 4.17 зображено результати вимірювання аметропії та обсягу псевдоакомодації фізичної моделі ока, з розрахованим СКВ даної величини.

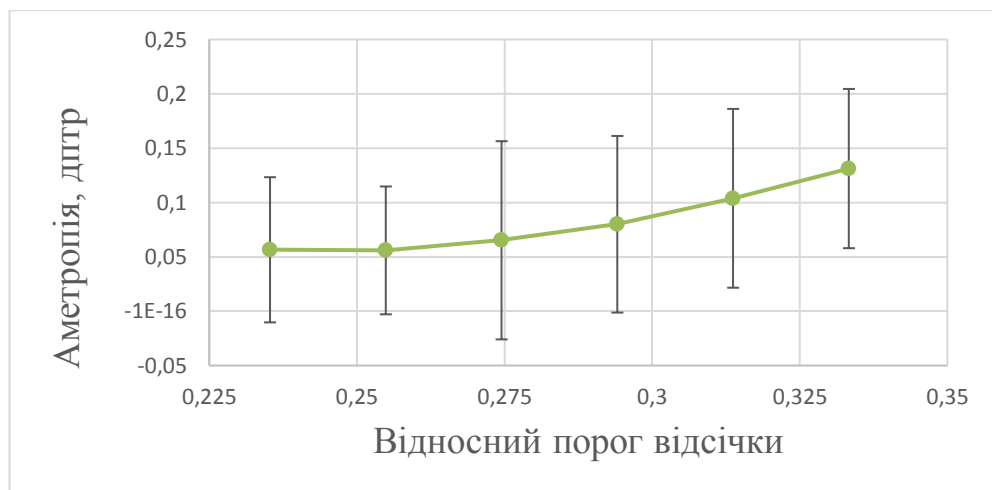


Рис.4.14 Виміряне значення аметропії і його СКВ при різних значеннях порогового відсічки.

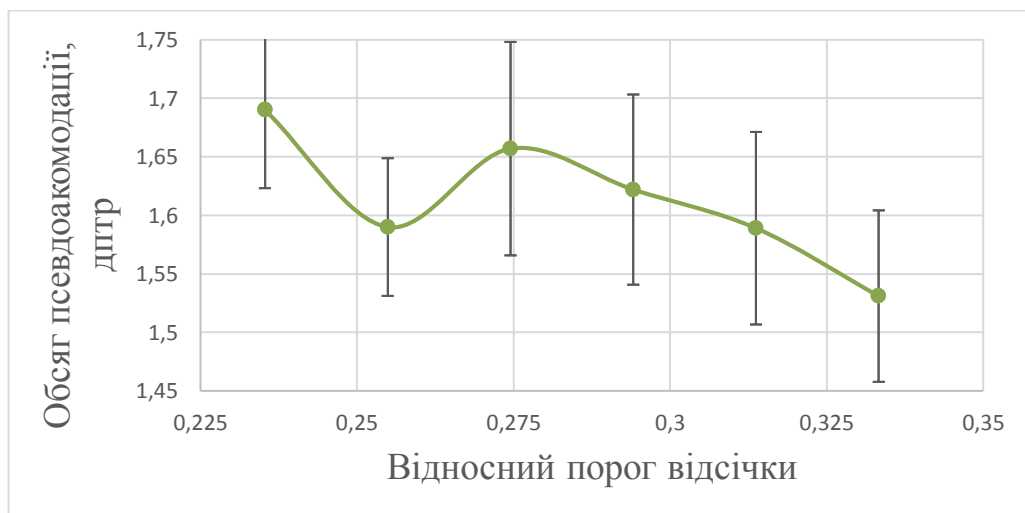


Рис. 4.15 Виміряне значення обсягу псевдоакомодації та його СКВ при різних значеннях порогового відсічки

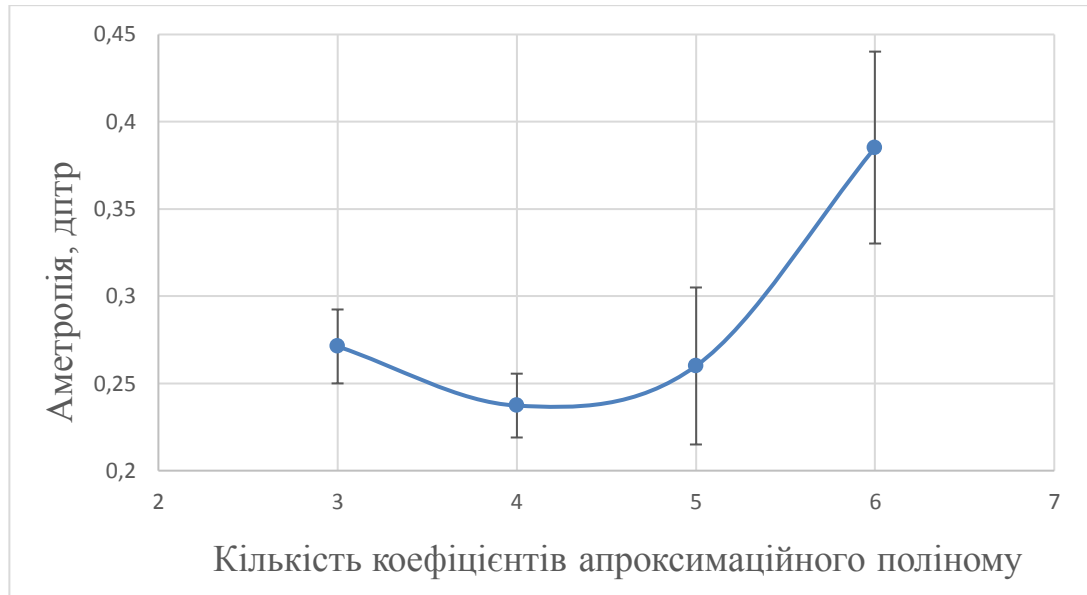


Рис.4.16. Виміряне значення величини аметропії та його СКВ при різних кількості коефіцієнтів апроксимаційного поліному

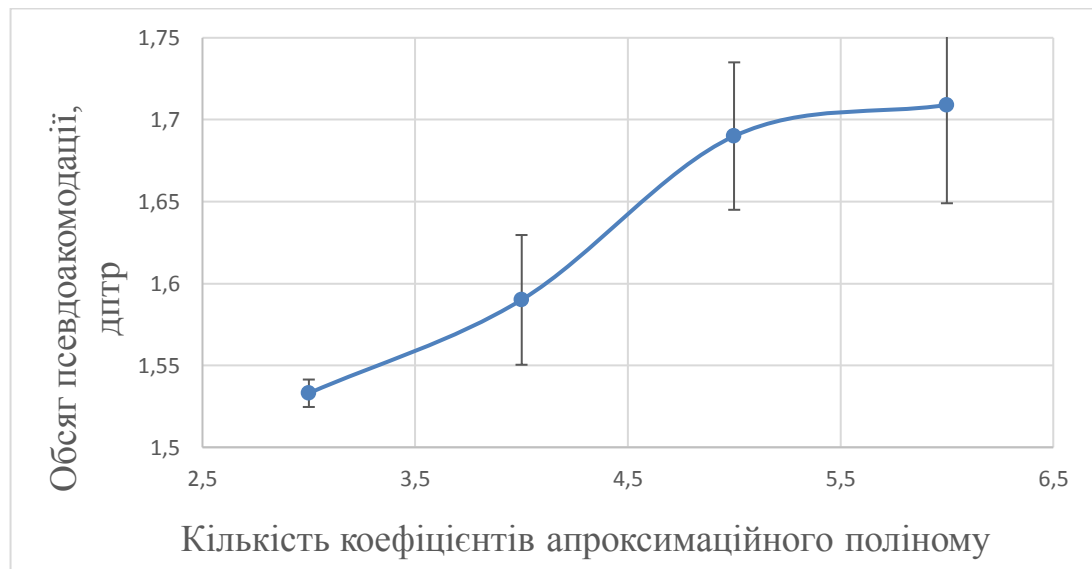


Рис. 4.17. Виміряне значення обсягу псевдоакомодації та його СКВ при різних кількості коефіцієнтів апроксимаційного поліному .

Згідно експериментально отриманих даних про вимірювання величини аметропії A_R та обсягу псевдоакомодації A_{PR} (10 вимірювань для кожного значення аметропії) було накопичено дані для аналізу і представлення у вигляді графічної залежності.

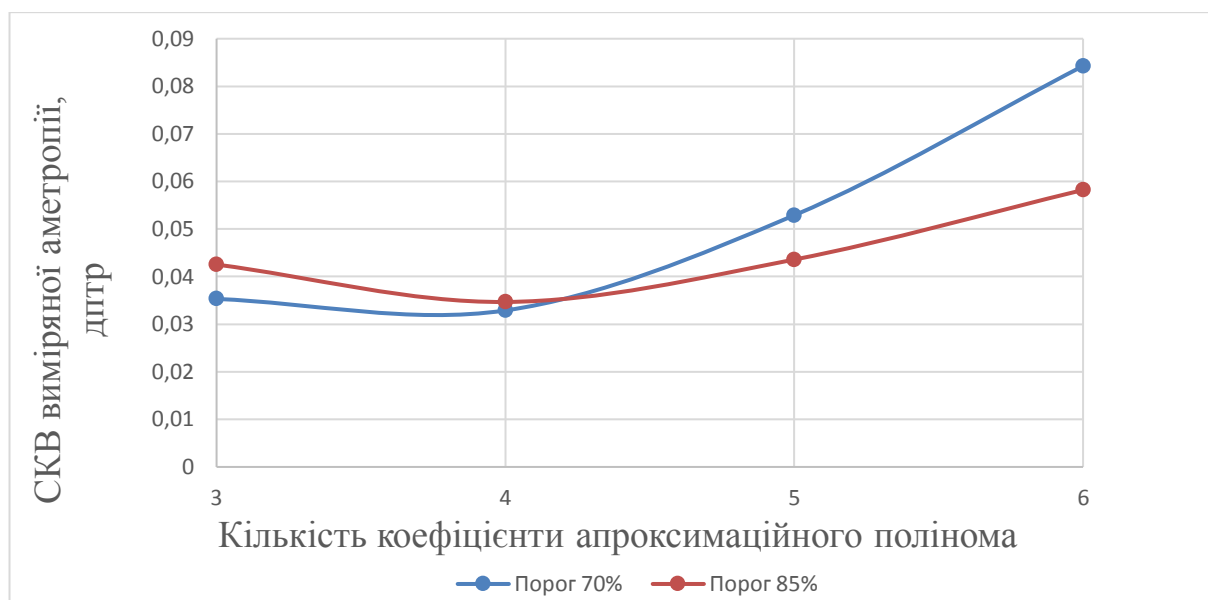


Рис. 4.18 СКВ вимірної аметропії при різних значеннях порогу відсікання шумового сигналу (с/ш) і різних кількості коефіцієнтів апроксимаційного полінома.

На графіку 4.18 зображено залежність похибки визначення аметропії моделі ока для різного порогу відсікання шумового сигналу (відношення сигнал шум) і різної кількості коефіцієнтів апроксимаційного полінома.

Результати, отримані експериментальним шляхом лежать в межах теоретично розрахованої похибки вимірювання A_R що не перевищує 0.05 дптр при 3-5 коефіцієнтах апроксимаційного поліному і рівні відсікання шумового сигналу 60%.

4.8 Дослідження впливу спеклів лазерного випромінювання на величину RMS-радіуса і координат світлового центру ваги мікроплями

Вимірювання аметропії та обсягу псевдоакомодації запропонованим методом пов'язано з аналізом світлової мікроплями на фотоприймачі. Однак, окрім власного електричного шуму приймача, негативних засвітлень, відблисків від оптичних поверхонь лінз та рогівки ока, значний вплив на розподіл освітленості і таким чином на величину RMS-радіуса чинять спекли від когерентного лазерного випромінювання.

Задачею було визначення впливу спеклів на похибки визначення світлового центру ваги та на величину RMS-радіуса, дослідження залежності положення центроїду світлової мікроплями від наявності спеклів лазерного випромінювання та фотоелектричного шуму приймача. Дослідження впливу використання «методу руйнування спеклів» на величину RMS-радіуса.

Пристрій для «руйнування» спеклів від когерентного лазерного випромінювання являє собою оптичний клин, який розміщено на оптичній осі вимірювача безпосередньо перед імітатором ока за умови відсутності варіокомпонента рис. 4.19. Клин закріплено на підшипнику, який приводиться в обертальний рух за допомогою шківів, закріпленого на двигуні постійного струму. Керуючи напругою двигуна можна змінювати швидкість обертання клина.



Рис. 4.19. Пристрій для руйнування спеклів

Методика експерименту полягає в отриманні серії знімків світлової мікроплями (мікрофотометрії) з фотоприймача зображень за умови відсутності панкратичного елемента (варіолінзи) та застосування методу «руйнування» спеклів.

По результатам отриманих знімків методом статистичної обробки даних здійснюється розрахунок СКВ світлової мікроплями, визначається її RMS-радіус та положення центральної.

Умови проведення експерименту:

1. Розмір кадру: 800×600 пікселів
2. Час накопичення сигналу: 1500 мкс
3. Максимальний рівень сигналу 250 біт з 255 можливих
4. Поріг відсікання шумового сигналу: 70 одиниць

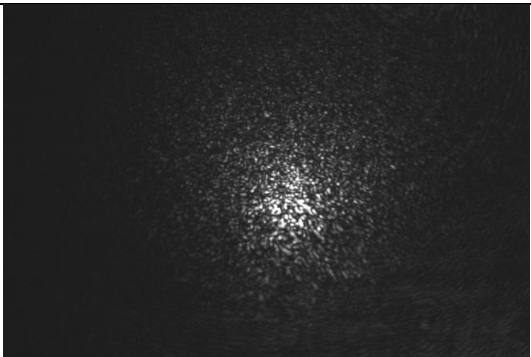
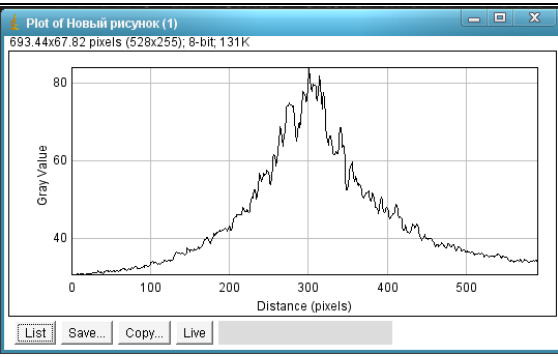
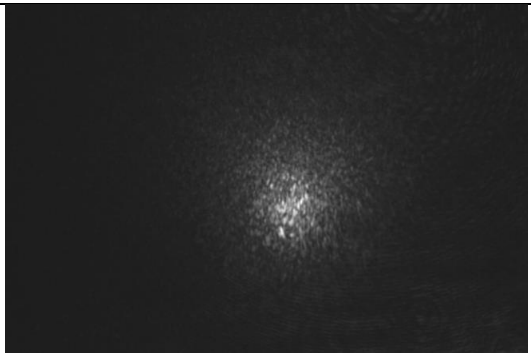
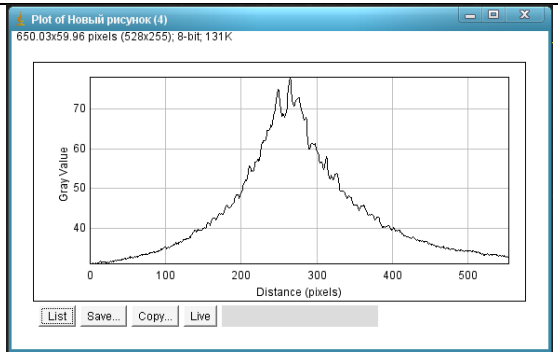
Для порівняння було обрано серію знімків, отриманих без обертання оптичного клина, і серію знімків з плавним обертанням зі швидкістю V .

Результати експеримента приведені на графіках 4.20-і 4.21

Експериментальне дослідження наслідків руйнування спеклів показало позитивний вплив на рівномірність освітленості в мікроплямі на сітківці і зменшення величини RMS-радіуса приблизно в 2 рази (табл. 4.6).

Таблица 4.6

Перетини світлової мікроплями

Зображення кадру	Двомірний перетин
	
	

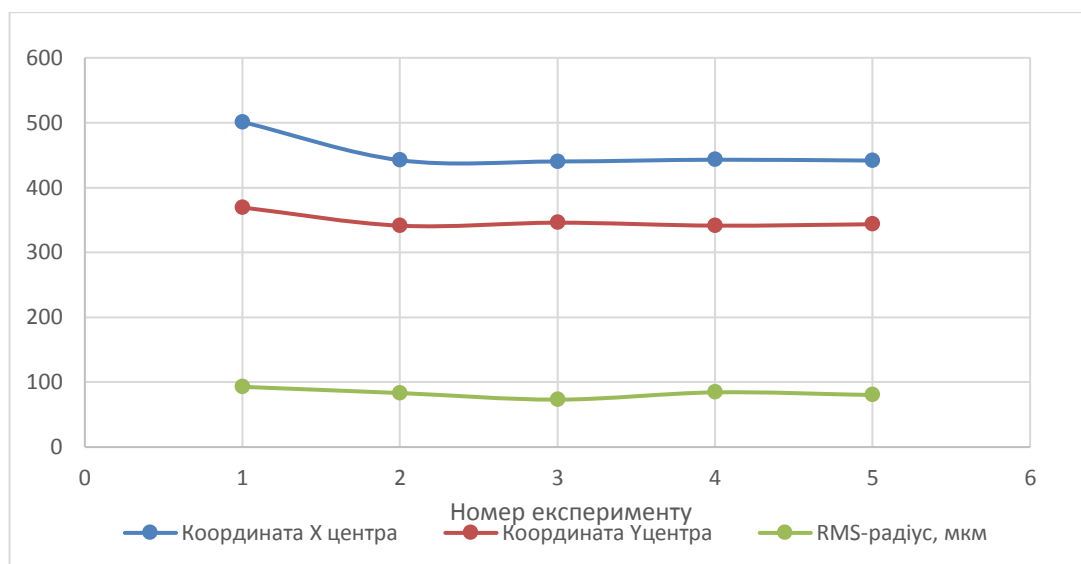


Рис. 4.20. Величина RMS-радіуса і координат центроїда без обертання пластини

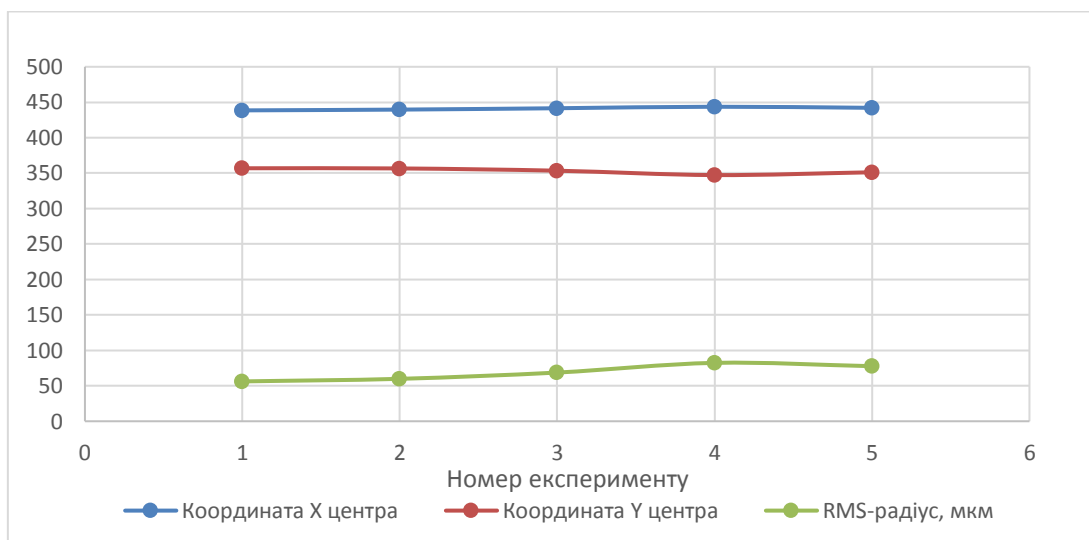


Рис. 4.21. Величина RMS-радіуса і координат центроїда з обертанням V1

Таким чином, можна зробити висновок про доцільність використання запропонованого методу в якості простого способу зменшення впливу спеклової структури лазерного випромінювання на результат вимірювання аметропії ока та обсягу псевдоакомодації.

4.9. Експериментальне дослідження похибок вимірювання аметропії та обсягу псевдоакомодації на фізичній моделі ока

Задачею такого дослідження є експериментальне визначення похибок фізичного вимірювання аметропії та обсягу псевдоакомодації. Умови

проведення експерименту базуються на даних попереднього дослідження, згідно яких оптимальний режим роботи вимірювача настає при величині порогу відсікання шумового сигналу на рівні 60, і 3 коефіцієнтах апроксимації результуючої кривої.

- Моделювання аметропії артифакічного ока:

Наявні в оптичній системі ока первинні аберації: аметропія та астигматизм, призводять до погіршення гостроти зору і відповідної зміни фокусної відстані ока. Так у випадку міопії або гіперметропії точка фокусу зміститься відносно нормального положення на відрізок z' , який в залежності від виду аметропії буде мати додатне гіперметропічне z'_2 , або від'ємне міопічне z'_m значення (рис.4.22).

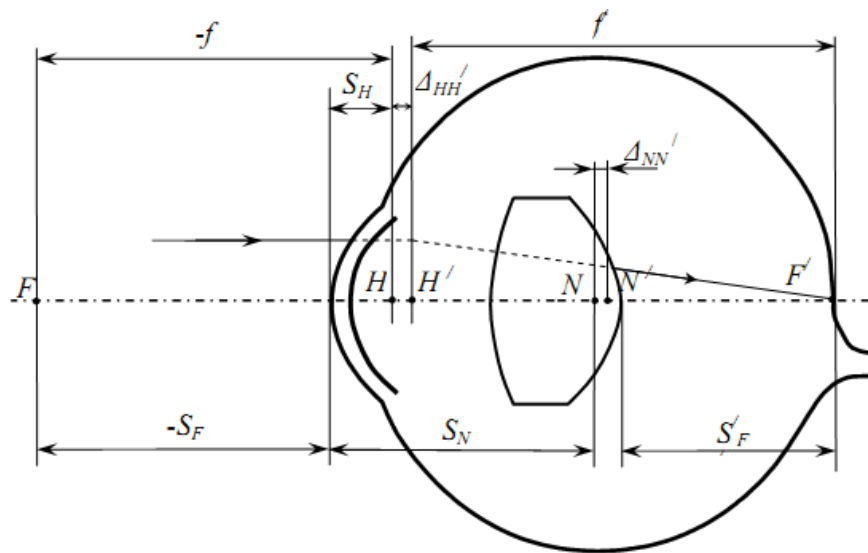


Рис. 4.22. Внутрішні та зовнішні параметри схематичних очей:

F – передній фокус; F' – задній фокус; H – передня головна точка; H' – задня головна точка; N – передня вузлова точка; N' – задня вузлова точка; f – передня фокусна відстань; f' – задня фокусна відстань; SF – передній фокальний відрізок; $S'F'$ – задній фокальний відрізок

Для розрахунку відрізків z' в залежності від аметропії A_r можна скористатися формулою Гауса:

Відрізок a , відповідає заданому значенню аметропії пацієнта A_r , і може бути розрахований за формулою

$$a = \frac{-1000}{A_r}$$

Маючи вихідні дані до розрахунку можна визначити фокусну відстань міопічного, або гіперметропічного ока, скориставшись формулою:

$$f'_m \left(\frac{1}{a'} - \frac{1}{a \cdot n_{cm}} \right) = 1, \text{ або}$$

$$f'_m = \frac{a' \cdot a \cdot n_{cm}}{a \cdot n_{cm} - a'}, \text{ де}$$

$a' = f_{em}$ – фокусна відстань еметропічного ока

a – розраховується з урахуванням величини аметропії ока A_r

$n_{cm} = 1,336$ – показник заломлення скловидного тіла

Величину відрізка z' для міопічного і гіперметропічного ока можна розрахувати за формулою.

$$z'_m = f'_{em} - f'_m$$

У табл. 4.7. приведено розраховані значення відрізків z'_m та z'_e у випадку міопічного та гіперметропічного ока:

Таблиця. 4.7

Міопія/Гіперметропія моделі ока

Аметропія [дптр]	-5	-4	-3	-2	-1	0	1	2	3	4	5
Зсув сітківки [мм]	1,58	1,24	0,914	0,598	0,294	0	-0,284	-0,559	-0,825	-1,084	-1,332

За допомогою зміщення імітатора сітківки фізичної моделі абераційного ока моделювалися відповідні значення аметропії в діапазоні $-4 \dots +4$ дптр; імітатор сітківки переміщувався з кроком 0,1 мм; проводився сеанс вимірювань, під час якого за допомогою комп'ютера оптична сила варіюлінзи змінювалася в діапазоні $-10 \dots +18$ дптр, що еквівалентно компенсації аметропії в зоні моделі ока в діапазоні $-2,5 \dots +4,5$ дптр; крок зміни оптичної сили варіюлінзи – 0,14 дптр, (в зоні моделі ока 0,07 дптр); відеокамера реєструвала розподіл освітленості у повітряному зображенні світлової мікроплями у 100

перетинах цього зображення. розмір кадру 800x600 пікселів; час накопичення 400 мс.

Поріг, починаючи з якого електричний сигнал використовувався для розрахунків радіусів другого гаусового моменту, становив 70 пікселів.

Імітатор сітківки зсувався з кроком 0,1 мм із «міопічного» стану моделі до «гіперметропічного» стану і назад до того «міопічного» стану моделі, з якого починалися випробування. (див. додаток 2)

Результати експериментального дослідження функціонування вимірювача наведені у табл. 4.8

Таблиця 4.8

Результат вимірювання аметропії та довжини фокусної області

Аметропія моделі ока A_R (дптр)	Виміряна аметропія ока (дптр)	СКВ виміряної аметропії (дптр)	Встановлений діапазон фокусної області(дптр)	Встановлений обсяг псевдоакомодації (дптр)
-4	-4,23	0,086	-2,45...-0,243	2,69
-3,5	-3,56	0,113	-2,45...-0,243	2,36
-3	-3,33	0,128	-0,996...1,24	2,2
-2,5	-2,67	0,050	0,049...2,26	2,2
-2	-2,26	0,081	1,42...3,08	2,24
-1,5	-1,54	0,083	1,67...3,62	2,21
-1	-1,13	0,083	1,67...3,62	1,69
-0,5	-0,51	0,065	2,49...4,47	1,29
0	0,03	0,005	0,47...2,67	1,21
0,5	0,52	0,077	-0,285...2,18	1,31
1	1,16	0,055	-1,13...1,08	1,51
1,5	1,54	0,080	-2,1...0,32	1,75
2	2,15	0,066	-2,1...0,32	2,21
2,5	2,12	0,067	0,049...2,26	2,2
3	3,14	0,123	-0,996...1,24	2,42
3,5	3,51	0,099	-2,45...-0,243	2,46
4	4,31	0,086	-2,45...-0,243	2,58

В результаті комп'ютерного моделювання роботи вимірювача було отримано прогнозування величини СКВ відхилення вимірювання величини аметропії моделі ока на рівні 0,05дптр. Результати, отримані при

безпосередньому вимірюванні рефракції моделі ока, приведеним на графіках 4.23-4.24, підтверджують коректність теоретичних положень і результатів комп'ютерного моделювання системи вимірювача, проведених у розділах 2-3 дисертаційної роботи.

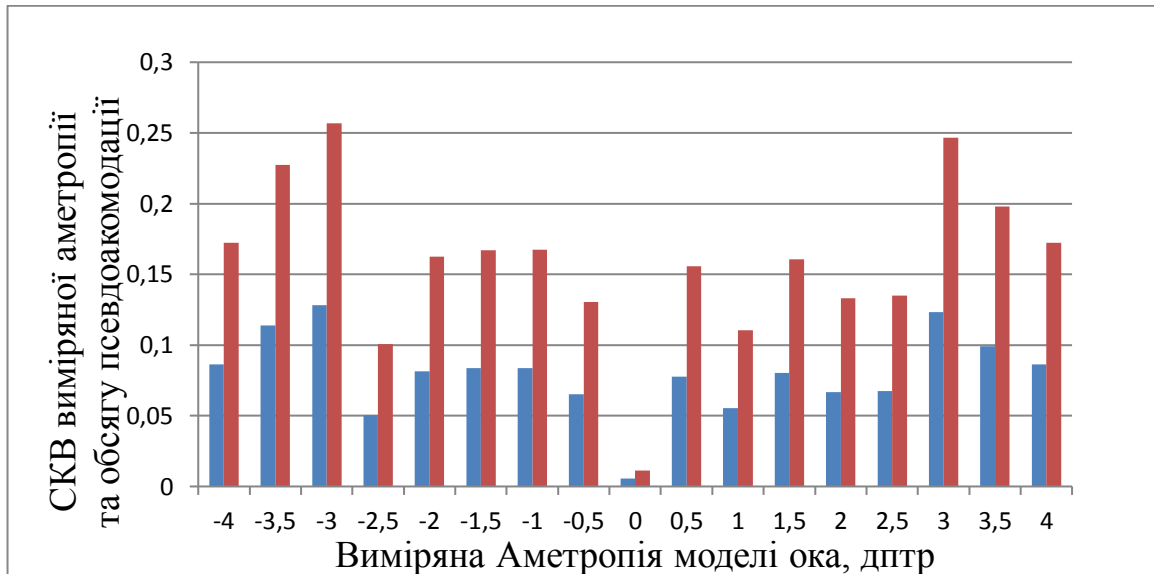


Рис. 4.23 СКВ виміряної аметропії ока

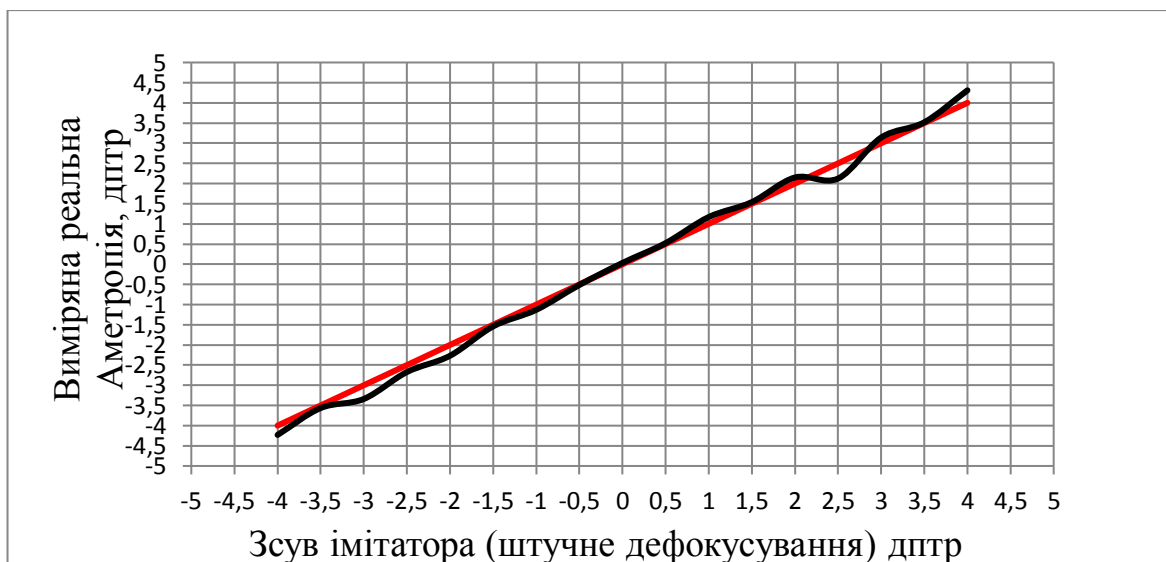


Рис. 4.24 Виміряна аметропія моделі ока

Практичний експеримент рефрактометрії моделі артіфакічного ока із застосуванням методу тривимірної мікрофотометрії повітряного зображення на сітківці підтвердив потенційну можливість здійснення вимірювання аметропії та обсягу псевдоакомодації артіфакічного ока з похибкою що не перевищує теоретично розраховану і становить 0,05-0,1дптр.

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 4

1. Розроблено і обґрунтовано оптичну систему вимірювача, яка дозволяє реалізувати запропонований метод тривимірної мікрофотометрії і може бути використана при проектуванні експериментального зразка вимірювача A_R та обсягу псевдоакомодації A_{PR} артіфакічного та пресбіопічного ока.

2. У відповідності до розробленої оптичної системи спроектовано та виготовлено експериментальну установку, що реалізує даний метод та дозволяє з його допомогою здійснити оцінку реальних величин похибок вимірювання залишкової аметропії та оптичної складової обсягу псевдоакомодації артіфакічного та пресбіопічного ока.

3. Експериментальне дослідження, проведені із використанням даного апаратного засобу, що працює із використанням методу тривимірної мікрофотометрії повітряного зображення підтвердили його потенційну можливість установки здійснювати вимірювання величини аметропії A_R з похибкою $\pm 0,1$ дптр та обсягу псевдоакомодації $A_{PR} \pm 0,2$ дптр, що підтверджує теоретичну оцінку похибок вимірювання.

4. Експериментально встановлено, що оптимальний поріг відсікання шумового сигналу, який чинить негативний вплив на точність визначення світлового центру ваги мікроплями і її RMS-радіуса має становити не менше 60% від максимальної амплітуди електричних сигналів з фотоприймача.

5. Проаналізовано вплив спеклової структури лазерного випромінювання на величину RMS-радіуса і похибки визначення координати центроїду мікроплями. Запропоновано рекомендації щодо зменшення негативного впливу спеклів, які можна використовувати при проектуванні апаратної частини вимірювача рефракції та довжини фокусної області артіфакічного ока.

Публікації до розділу 4: [99],[100],[101].

ОСНОВНІ ВИСНОВКИ І РЕЗУЛЬТАТИ РОБОТИ

1. В дисертаційній роботі вирішена наукова задача розробки та обґрунтування нового методу об'єктивної рефрактометрії з вимірюванням довжини фокусної області заснованого на використанні тривимірної мікрофотометрії освітленості повітряного зображення світлової мікроплями на сітківці, що дозволяє об'єктивно визначити оптичну складову обсягу псевдоакомодації артіфакічного та пресбіопічного ока з допустимою для клінічної практики точністю.

2. На основі порівняльного аналізу методів та апаратних засобів для об'єктивного вимірювання рефракційного стану та довжини фокусної області артіфакічного чи пресбіопічного ока доведено, що метод тривимірної мікрофотометрії повітряного зображення світлової мікроплями на сітківці, у порівнянні з існуючими методами, має перевагу яка полягає у значному скороченні тривалості сеансу вимірювань (більше ніж у 200 разів) та швидкості проведення сеансу вимірювань на живому оці.

3. Для визначення аметропії та довжини фокусної області запропоновано і обґрунтовано використання функціональної залежності *RMS*- радіусу функції розподілу освітленості у повітряному зображенні світлової мікроплями на сітківці від оптичної сили віртуально імплантованого штучного кришталіка.

4. Математичним та фізичним моделюванням дії вимірювача рефракції та довжини фокусної області складеної з умовно безабераційних та реальних абераційних компонентів при здійсненні вимірювань, виявлено що вплив від подвійного проходження променів в оці на результати вимірювань не перевищує 0.1%, що є цілком допустимим.

5. Теоретичним та експериментальним дослідженнями на моделі ока впливу електричного шуму фотоелектричного приймача зображень на похибки вимірювання величини аметропії ока та обсягу псевдоакомодації показано що запропонований метод дозволяє вимірювати вказані параметри з похибкою що не перевищує ± 0.1 дптр ± 0.2 дптр відповідно.

6. Обґрунтовано ефективність використання в якості варіокомпонента, програмно керованої за допомогою комп'ютера варіолінзи, яка функціонує за принципом електрозмочування і має суттєві переваги над існуючими на цей час аналогами: швидкодія (перефокусування) 5-10мс, ширший діапазон зміни оптичної сили -9...+6дптр, кращі конструктивні параметри і віртуально імплантується в афакічне око.

7. Для подальшого вдосконалення запропонованого методу, необхідним є проведення клінічних випробувань з метою виявлення впливу на результати вимірювання вказаних параметрів фізіологічних властивостей ока пацієнтів, що мають патологічні зміни.

8. Результати дисертаційної роботи впроваджені на НВК «Фотоприлад» м. Черкаси, під час створення дослідного зразка рефрактометра з функцією вимірювання обсягу псевдоакомодації артіфакічного та пресбіопічного ока, що зафіксовано в акті впровадження від 25.09.2017р.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ:

1. Сергиенко Н.М. Офтальмологическая оптика / Н.М. Сергиенко. 2-е изд. – М.: Медицина, 1991. – 37с.
2. Тутченко Н.Н. «Вимірювання об'єму псевдоакомодації та його клінічне значення при артіфакції» : дис. канд. мед. наук: 14.01.18 / Національна медична академія післядипломної освіти ім. П.Л. Шупика. — К., 2007. — 160 с. : рис. — Бібліогр.: л. 144-160.
3. Ciuffreda K.J. «Accommodation, the pupil, and presbyopia» / K.J. Ciuffreda. In: Benjamin WJ (ed) Borish's Clinical refraction. W.B. Saunders Company, 2007. - 77-121 pp.
4. Сергиенко Н.М., Кондратенко Ю.Н., Тутченко Н.Н. «Глубина фокуса в псевдофакических глазах» / Н.М. Сергиенко, Ю.Н. Кондратенко, Н.Н. Тутченко // Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology. – 2008. – №11. – С.1623-1627.
5. Урмахер Л.С., Айзенштат Л.И. «Офтальмологические приборы» – М. Медицина, 1988. – 288с.
6. Atchison D.A «Pseudo accommodation with forward movement of IOLs» J Cataract Refract Surg. 2005. – № 31(1). – p. 11.
7. Островская М.А. Частотно-контрастные характеристики глаза // Оптико-механическая промышленность. – 1969. – №2. – с.45-54.
8. Сокуренок В.М, Тимчик Г.С., Чиж І.Г. «Око людини та офтальмологічні прилади». – 2009 р. – 223-261с.
9. Анатомія людини в 2 томах. Під редакцією Сапіна М.Р., т. П. –М.: Медицина, 2001. – 635с.
10. Oshima S. «Studies on the depth-of-focus of the eye» Jpn J Ophthalmol 1958. – № 2. – pp. 63-72.
11. Борн М. Вольф Э. Основы оптики. – М.: Наука, 1970. – 856с
12. Чиж І.Г. Глибина фокусної області оптичної системи ока та величина обсягу псевдоакомодації / Чиж І.Г., Колтун З.М. // Вимірювальна та

- обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2012. – Вип. №1. – с. 30-34.
13. Чиж І.Г. Аберометрія оптичної системи ока методом рейтресинга: дисертація на здобуття наукового ступеня доктора технічних наук: 17.10.06 / Чиж Ігор Генріхович. – Київ, 2006. – 399 с.
 14. Корнюшина Т.А., Розенблюм Ю.З. Аберрации оптической системы глаза человека и их клиническое значение // Вестник оптометрии. – 2002. – №3. – С. 13-20.
 15. Linfoot E.H. Recent advances in optics/ E. H. Linfoot. – Oxford: Clarendon press, 1955. – 39с.
 16. Курчинская Л.Н. Медицинские оптические приборы. Учебное пособие. Л.: ЛИТМО. – 1988. – 90с.
 17. Сергиенко Н.М. «Глубина фокуса в псевдофакических глазах» Н.М. Сергиенко // Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology. – 2008. – №11. – С.1623-1627.
 18. Сергиенко Н.М., Гудзь А.С., Тутченко Н.Н. «Глубина фокуса: клиническое проявление» / Н.М. Сергиенко, А.С. Гудзь, Н.Н. Тутченко // Збірник наукових праць співробітників КМАПО ім. П.Л. Шупика, 2004. – 13, книга 4 с. 569 - 576.
 19. Eric Gross, Charles Campbell, Guangming Dai «Volumetric point spread function for eye diagnosis and treatment» Gross Eric, Campbell Charles, Dai Guangming // UA Patent Application Publication, sep.29,2005
 20. Pablo Artal, Susana Marcos, Rafael Navarro, David R. Williams «Odd aberration and double-pass measurements of retinal image quality» / Artal Pablo, Marcos Susana, Navarro Rafael // JOSA A, Vol. 12, Issue 2, pp. 195-201 (1995).
 21. Campbell FW «The depth of field of the human eye» Optical Acta 1957; 4: 157-64.
 22. Miles PW Depth of focus and amplitude of accommodation through trifocal glasses. Arch Ophthalmol 1953; 49:271–9.

23. Jacobs RJ, Smith G, Chan CDC. Effect of defocus on blur thresholds and on thresholds of perceived change in blur: comparison of source and observer methods. *Optom Vis Sci* 1989; 66:545-53.
24. David A. Atchinson, W. Neil Charman, Russell Woods. Subjective depth-of-focus of the eye / Atchinson David A., Charman W. Neil, Woods Russell // *Optometry and vision science*. – 1997. – №7. – 511-520 pp.
25. Тутченко Н.Н. Вимірювання об'єму псевдоакомодації та його клінічне значення при артіфакті: Автореф. дис. канд. мед. наук: 14.01.18 / Н.Н. Тутченко. – К.: Національна медична академія післядипломної освіти ім. П.Л. Шупика, 2007. – 160 с.
26. Деклараційний патент на винахід № 71742 UA A61P27/08 від 15.12.2004, бюл. № 12
27. Susanna Marcos, Esther Moreno, Rafael Navarro. The depth-of-field of the human eye from objective and subjective measurements / Marcos Susanna, Moreno Esther, Navarro Rafael // *Vision Research*. – 1999. – №39. – 2039–2049pp.
28. Susanna Marcos PhD, Luis Diaz- Santana PhD, Aberrations of the human eye in visible and near infrared illumination.// *Optometry and vision science*. – 2003. – №1. – 26-35 pp.
29. Чиж І.Г. Визначення просторово-роздільної здатності і глибини фокусної області оптичної системи ока за допомогою радіусів других гаусових моментів від функції розсіювання точки // *Наукові вісті НТУУ “КПІ”*. 2005. – № 1. – С. 77–88.
30. Колобродов В.Г., Сокурєнко В.М., Чиж І.Г. Рефрактометрія ока з просторовим розділенням // *Вісник Житомирського інженерно-технологічного інституту*. – 2000. – № 12. – С. 128-135.
31. Рефрактометр з просторовим розділенням: Патент 54570, Україна, МКВ А61В3/00 / Чиж І.Г., Сокурєнко В.М.; Заявлено 29.06.2000; Опубл. 17.03.2003, Бюл. № 3.

32. Заказнов Н.П. Теория оптических систем, / Заказнов Н.П. Кирюшин С. И., Кузичев В.И. (1992)–447 с.
33. Чиж І.Г., Афончина Н.Б., Шиша Т.О. . Модель оптичної системи ока для тестування і сертифікації офтальмологічних аберометрів // Вісник національного технічного університету України «КПІ» / Приладобудування . – 2007. – № 27. – С. 150-157.
34. Анатомія людини в 2 томах. Під редакцією Сапіна М.Р., т. II. – М.: Медицина, 2001. – 635с.
35. Бебчук Л.Г., Богачев Ю.В., Заказнов Н.П. Прикладна оптика. – М: Машинобудування, 1987. – 312с.
36. Борн М. Вольф Э. Основы оптики. – М.: Наука, 1970. – 856с.
37. Курчинская Л.Н. Медицинские оптические приборы. Учебное пособие. Л.: ЛИТМО. – 1988. – 90с.
38. Климков Ю. М., Основы расчета оптико-электронных приборов с лазерами, Сов. радио, 1978.
39. Алиев А-Г.Д., Исмаилов М.И. Клиническая классификация аберраций оптической системы глаза / Збірник наукових праць співробітників КМАПО ім. П.Л. Шупика, Київ. – 2004. – Вип.13. – книга 4. – С.19-24
40. Navarro R. and Losada M. A. Aberrations and relative efficiency of light pencils in the living human eye //Optom. Vision Sci. . – 1988. – V.74. – P. 540–547.
41. Корнюшина Т.А., Розенблюм Ю.З. Аберрации оптической системы глаза человека и их клиническое значение // Вестник оптометрии. –2002. – №3. – С. 13-20
42. Голембовський О.О. Метод і пристрій для аналізу фокусної області ока людини/О.О. Голембовський, І.Г. Чиж // Журнал Наукові вісті Національного технічного університету України Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського. – 2013. – № 2. – С. 140-146.
43. Справочник конструктора оптико-механических приборов. / В. А. Панов, М. Я. Кругер, В. В. Кулагин и др.; Под общ. ред. В. А. Панова. – 3-е изд., перераб. и доп. – Л.: Машиностроение, Ленингр. отд-ние, 1980. – 742 с., ил.

44. ГОСТ 2.412-81, ЕСКД, Правила выполнения чертежей и схем оптических изделий.
45. Ч. Киттелью., У. Найт., М. Рудерман. Механика. – М.: Наука, 1983. – 255с.
46. Чиж І.Г., Тимчик Г.С., Шиша Т.О., Афончина Н.Б. Аберометрія оптичної системи ока людини. – К.: 2013 – 290 с.
47. Сайт компанії Varioptic, [Електронний ресурс]
<http://www.varioptic.com/en/products.HTML>
48. В. Berge «Variable focal lens controlled by an external voltage: An application of electrowetting» / В. Berge and J. Peseux/. Журнал королевского химического сообщества Великобритании. 2008–№11 – С.38-45.
49. Bruno Berge, «Water, electricity, and between...On electrowetting and its applications» Журнал королевского химического сообщества Великобритании. 2007– №6 – С.23-29.
50. Грибанова Е.В. Взаимодействие водных растворов электролитов поверхностью твердых тел оксидной природы в процессах смачивания // Дис. д-ра хим. наук. Л., ЛГУ – 1990 – 398 с.
51. Черкашина Л.М. Влияние природы и концентрации водных растворов электролитов на иммерсионное и контактное смачивание // Дис. канд. хим. наук. Л. ЛГУ. 1984. – 119 с.
52. Грибанова Е.В. Исследования зависимости краевых улов на кварце и на стекле от рН раствора/Е.В. Грибанова// Журнал Коллоид-Москва, 1983. – Вып. 45– С.316-320.
53. Клунянц И.Л. Химическая энциклопедия. В 5т. Т. 3 / И.Л. Клунянц – М.: Советская энциклопедия. 1988. – 766с.
54. Фрумкайн А.Н. Об явлениях смачивания и прилипания/А.Н Фрумкайн// Журнал физич. Химия-Москва, 1938. Т 12, Вып. 4 – С. 337-345.
55. Lukosz W. Der Einfluß der Aberrationen auf die optische Übertragungsfunktion bei kleinen Orts-Frequenzen // Optica Acta. –1963. –Vol.10.–№1.– P.1 – 20.

56. Чиж І.Г. Визначення модуляційної передавальної функції оптичної системи за допомогою радіусів других гаусових моментів від функції розсіювання точки // Наукові вісті НТУУ “КПІ”. – 2004. – №4. – С. 127 –137.
57. Linfoot E.H. Recent advances in optics/ E. H. Linfoot. – Oxford: Clarendon press, 1955. – 39с.
58. Ciuffreda K.J. Accommodation, the pupil, and presbyopia / K.J. Ciuffreda. In: Benjamin WJ (ed) Borish's Clinical refraction. W.B. Saunders Company, 2007. – 77-121 pp.
59. Von Bahr G. Studies of the depth-of-focus of the eye / von Bahr G. Acta Ophthalmol (Copenh), 1952. – №30. – 39-44 pp.
60. Campbell F.W. The depth of field of the human eye / F.W. Campbell. Opt Acta (Lond) 1957. – №4. – 157-164pp.
61. Сергиенко Н.М., Кондратенко Ю.Н., Тутченко Н.Н. Глубина фокуса в псевдофакических глазах / Н.М. Сергиенко, Ю.Н. Кондратенко, Н.Н. Тутченко // Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology. – 2008. – №11. – С.1623-1627.
62. David A. Atchinson, W. Neil Charman, Russell Woods. Subjective depth-of-focus of the eye / Atchinson David A., Charman W. Neil, Woods Russell // Optometry and vision science. – 1997. – №7. – 511-520 pp.
63. Fan Yi, D. Robert Iskander, Michael J. Collins. Estimation of depth of focus from wavefront measurements / Yi Fan, Iskander D. Robert, Collins Michael J. // Journal of Vision. – 2010. – №10(4). – 1-9 pp.
64. Y.K. Nio, N.M. Jansonius, V. Filder, E. Geraghty, S. Norrby, A.C. Kooijman. Spherical and irregular aberrations are important for the optimal performance of the human eye / Nio Y.K., Jansonius N.M., Filder V., Geraghty E., Norrby S., Kooijman A.C. // Ophthalmic Physiol Opt. – 2002. – №22. – 103-112pp.
65. Susanna Marcos, Esther Moreno, Rafael Navarro. The depth-of-field of the human eye from objective and subjective measurements / Marcos Susanna, Moreno Esther, Navarro Rafael // Vision Research. – 1999. – №39. – 2039-2049pp.

66. Черкасова Д.Н., Бахолдин А.В. Оптические офтальмологические приборы и системы. Часть 1 / Д.Н. Черкасова, А.В.Бахолдин. – СПб, 2010. – 11 с.
67. Голембовський О.О. Метод визначення аметропії та довжини фокусної області ока людини/ О.О. Голембовський, І.Г. Чиж // Журнал Наукові вісті Національно технічного університету України Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського. – 2014. – № 1. – С. 93-98.
68. Голембовський О.О. Спосіб визначення RMS опромінення зображення протяжного джерела методом мікрофотометрії/ О.О.Голембовський, І.Г. Чиж // Журнал Наукові вісті Національно технічного університету України Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського. – 2016. – № 1. – С. 124 – 130.
69. Prangen M.D. The significance of Sturm's interval in refraction / M.D. Prangen // Some Problems and Procedures in Refraction. – 1937. – №18. – с. 432-447.
70. Сергиенко Н.М., Гудзь А.С., Тутченко Н.Н. Глубина фокуса: клиническое проявление / Н.М Сергиенко, А.С. Гудзь, Н.Н. Тутченко // Збірник наукових праць співробітників КМАПО ім. П.Л. Шупика, 2004, випуск 13, книга 4 с. 569 – 576.
71. Eric Gross, Charles Campbell, Guangming Dai Volumetric point spread function for eye diagnosis and treatment / Gross Eric, Campbell Charles, Dai Guangming // UA Patent Application Publication, sep.29,2005
72. Pablo Artal, Susana Marcos, Rafael Navarro, David R. Williams Odd aberration and double-pass measurements of retinal image quality / Artal Pablo, Marcos Susana, Navarro Rafael // JOSA A, Vol. 12, Issue 2, pp. 195-201 (1995).
73. Слюсарев Г.Г. Методы расчета оптических систем / Г.Г. Слюсарев. – Ленинград: “Машиностроение”, 1969. – 35с.
74. Тутченко Н.Н. Вимірювання об'єму псевдоакомодації та його клінічне значення при артіфакії : дис. канд. мед. наук: 14.01.18 / Національна медична академія післядипломної освіти ім. П.Л. Шупика. – К., 2007. –160 с. : рис. — Бібліогр.: л. 144-160.

75. Сергиенко Н.М., Кондратенко Ю.Н., Тутченко Н.Н. Глубина фокуса в псевдофакических глазах / Н.М. Сергиенко, Ю.Н. Кондратенко, Н.Н. Тутченко // Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology. – 2008. – №11. – С.1623-1627.
76. Шиша Т.О., Чиж І.Г. Параметри хвильової аберації ока людини за результатами клінічних досліджень. Вісник НТУУ “КПІ”. Серія Приладобудування 2007. – Вип. 34. ст. 97-103
77. Jos J. Rozema, Dirk E.M. Van Dyck, Marie-Jose' Tassignon. Clinical comparison of 6 aberrometers. Part 1: Technical specifications. Cataract Refract Surg 2005. – №31– p.1114–1127.
78. Charman W.N, Whitefoot H. Pupil diameter and the depth-of-field of the human eye as measured by laser speckle. OptActa (Lond) 1977. – №27. –p. 1211-1216.
79. Atchison DA Pseudoacomodation with forward movement of IOLs. J Cataract Refract Surg 2005. – №31 (1). – p. 11.
80. Mastropasqua L et al Clinical study of the ICU accommodating intraocular lens. J Cataract Refract Surg 2003. – № 29. – p. 1307-1312.
81. Volz R, von Pape U Wavefront driven custom ablation: first clinical results. In: Bille JF, Harner CFH, Loesel FH (eds) Aberration-free refractive surgery. Springer, Berlin Heidelberg New York, 2000ю – pp 193-211.
82. Ogle KN, Schwartz JT (1959) Depth-of-focus of the human eye. Am J OptomPhysiol Opt 1959ю – № 49. – p. 273-280.
83. Dogru M et al Early visual results with the 1 CU accommodating intraocular lens. J Cataract Refract Surg. 2005. – № 31. – pp. 895-902.
84. Bille JF, Buchler-Costa J, Muller F Optical quality of the human eye: the quest for perfect vision. In: Bille JF, Harner CFH, Loesel FH (eds) Aberration-free refractive surgery. Springer, Berlin Heidelberg New York, 2000. – pp. 61-82.
85. Вимірювач абераційної рефракції ока : Патент 46833, Україна, МКВ А61В3/00/Молебний В.В., Чиж І.Г., Сокурєнко В.М., Pallikaris I., Naoumidis L.; Заявлено 07.10.1998; Опубл. 17.06.2002, Бюл. № 6.

86. Голембовський О.О. Аналіз порогової чутливості оптико-електронного вимірювача обсягу псевдоакомодації оптичної системи ока / О.О.Голембовський // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах . – 2015. – №3. – С. 64–68.
87. Голембовський О.О Похибки вимірювання аметропії та обсягу псевдоакомодації за зображенням світлової мікроплями на сітківці/ О.О.Голембовський, І.Г. Чиж// Журнал Наукові вісті Національного технічного університету України Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського. – 2016. – № 2. – С. 100-107.
88. Вимірювач рефракції ока з просторовим розрізненням : Патент 47531, Україна, МКВ А61В3/00/Чиж І.Г., Сокурєнко В.М.; Заявлено 17.02.2000; Опубл. 15.07.2002, Бюл. № 7.
89. Аберометр з аналізатором ізодіоптрійних зон ока / Чиж І.Г., Афончина Н.Б. / Патент України на корисну модель №56622, Опуб. Бюл. № 2 від 25.01.2011. – 2011. – 5С.
90. Пахомов И.И. «Расчет и преобразование лазерного луча в оптике» М. 1998 г. – 53с.
91. Заказнов Н.П. Теория оптических систем, / Заказнов Н.П. Кирюшин С. И., Кузичев В.И. (1992)–447 с.
92. Сайт компанії Varioptic, [Електронний ресурс] <http://www.varioptic.com>. Monday, 16 December 2011, 14:00:23
93. Bruno Berge «Water, electricity, and between...On electro wetting and its applications» Журнал королевского химического общества Великобритании. 2007 – №6 – С.23-29.
94. Грибанова Е.В. Исследования зависимости краевых улов на кварце и на стекле от рН раствора/Е.В. Грибанова// Журнал Коллоид-Москва, 1983. – Вып. 45 – С.316-320.
95. Клуныц И.Л. Химическая энциклопедия. В 5т. Т. 3 / И.Л. Клуныц-М.: Советская энциклопедия.1988. – 766с.

96. Фрумкайн А.Н. Об явлениях смачивания и прилипания/А.Н Фрумкайн// Журнал физич. Химия-Москва, 1938. Т 12, Вып. 4 – С. 337-345.
- 97.Е. С. Вентцель, Л. А. Овгаров. Теория вероятностей. – М.: Наука, 1973.– 364 с.
- 98.J. Meiron. Damped least-squares method for automatic lens design // J. Opt. Soc. Am. – 1965. – Vol. 55. – P. 1105-1109.
99. Голембовський О.О. Варіоптичні лінзи на ефекті електрозмочування / О.О. Голембовський, І.Г. Чиж // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах . – 2012 – №1. – С. 34–39.
100. Голембовский А.А. Метод и устройство для объективной оценки глубины фокуса артификаческого глаза / А.А. Голембовский, И.Г. Чиж // Журнал международного научного общества им. М. Балудянского, Словакия 2016. – №4. – С. 48-54.
101. Патент на корисну модель № 74751 Україна. Офтальмологічний рефрактометр / заявники та патентовласники Голембовський О.О., Чиж І.Г., Шиша Т.О; винахідники Голембовський О.О., Чиж І.Г., Шиша Т.О; заявл. 01.04. 2012, опуб. Бюл. № 1 від 26.12.2012.

Додаток А

Комп'ютерне моделювання функції $RMS(\Phi_{VAR})$

Графік і апроксимація залежності $RMS(\Phi)$

$$f := 17 \quad \theta_a := 0.002 \quad \theta_b := 0.003 \quad A := 0 \quad \text{дптр}$$

$$D := 3 \quad \Phi_e := \frac{1000}{f} \quad \Phi_e = 58.824 \quad \text{дптр}$$

$$\Phi_a := \Phi_e - A$$

$$\Phi_a = 58.824 \quad \text{дптр} \quad \Phi_v := -0.5, -0.4 \dots 0.5$$

$$RMSI := 0.2072 \cdot f \cdot \sqrt{\theta_a^2 + \theta_b^2} \quad RMSI = 0.0127$$

$$RMSa(\Phi_v) := \frac{\sqrt{2} \cdot D \cdot (\Phi_a - \Phi_e + \Phi_v)}{4 \cdot \Phi_e}$$

$$RMSr(\Phi_v) := \sqrt{RMSI^2 + RMSa(\Phi_v)^2}$$

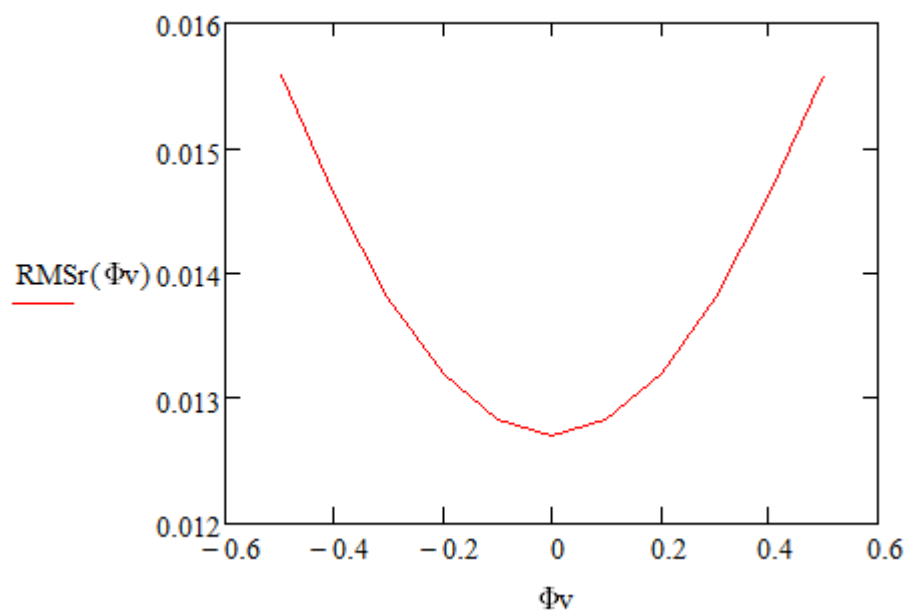


Рис. 3.7 Відтворений графік функції $RMS(\Phi_{VAR})$ за допомогою Mathcad

3.6.2. Апроксимація функції RMS(Φ)

Матриці для процедури апроксимації методом найменших квадратів

$$\begin{aligned}
 \underline{\underline{A}} &:= \begin{pmatrix} 1 & -0.5 & 0.25 \\ 1 & -0.4 & 0.16 \\ 1 & -0.3 & 0.09 \\ 1 & -0.2 & 0.04 \\ 1 & -0.1 & 0.01 \\ 1 & 0 & 0 \\ 1 & 0.1 & 0.01 \\ 1 & 0.2 & 0.04 \\ 1 & 0.3 & 0.09 \\ 1 & 0.4 & 0.16 \\ 1 & 0.5 & 0.25 \end{pmatrix} & \underline{\underline{R}} &:= \begin{pmatrix} 0.016 \\ 0.015 \\ 0.014 \\ 0.013 \\ 0.013 \\ 0.013 \\ 0.013 \\ 0.013 \\ 0.013 \\ 0.014 \\ 0.015 \\ 0.016 \end{pmatrix} & (\underline{\underline{A}}^T \cdot \underline{\underline{A}})^{-1} \cdot \underline{\underline{A}}^T \cdot \underline{\underline{R}} &= \begin{pmatrix} 0.012786 \\ 0 \\ 0.013054 \end{pmatrix}
 \end{aligned}$$

+

$\Phi_V =$

-0.5
-0.4
-0.3
-0.2
-0.1
0
0.1
0.2
0.3
0.4
0.5

$\Phi_V^2 =$

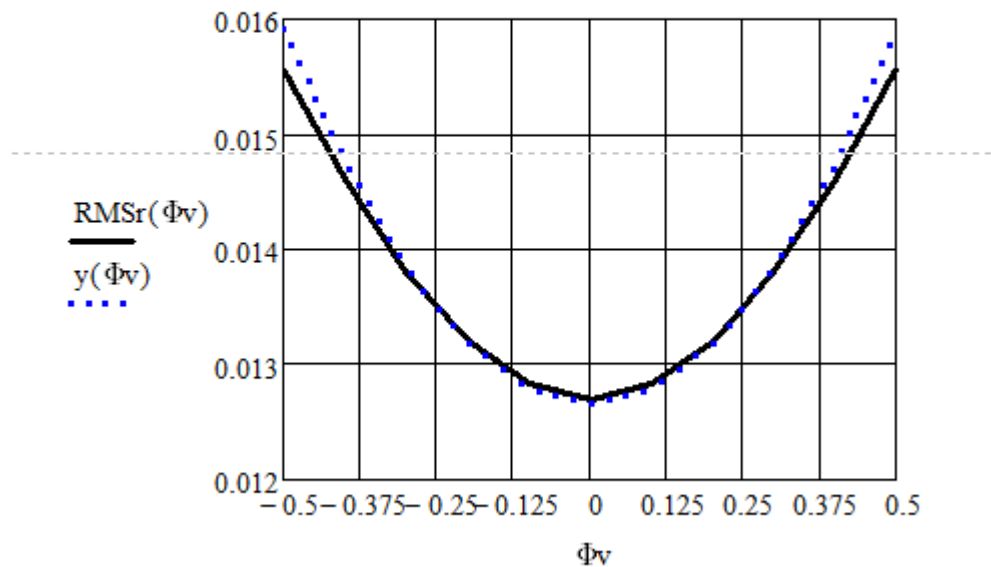
0.25
0.16
0.09
0.04
0.01
0
$10 \cdot 10^{-3}$
0.04
0.09
0.16
0.25

RMSr(Φ_V) =

0.015575
0.014605
0.013804
0.013202
0.012828
0.0127
0.012828
0.013202
0.013804
0.014605
0.015575

Результат апроксимації:

$$y(\Phi_v) := 0.01265 + 0.013054 \cdot \Phi_v^2$$



Розрахунок мінімуму функції $RMS(\Phi)$ за формулою:

$$\Phi_{var(min)} = \frac{-c_1}{2c_2}$$

$$\Phi_{varmin} := \frac{-0}{2(0.013054)}$$

$$\Phi_{varmin} = 0$$

Отримане значення мінімуму функції $RMS(\Phi_{var})$, що відповідає величині аметропії моделі ока точно співпадає із заданим, що підтверджує коректність методу.

Наступним кроком було моделювання процедури вимірювання аметропії моделі, але у присутності електричного шуму.

Моделювання проводилося з використанням вищенаведених даних про параметри функціональних елементів вимірювача. Моделювання дії електричного шуму здійснювалося у Mathcad за допомогою генератора випадкових чисел з урахуванням виявленого нормального їх розподілу відносно середнього значення, тобто з використанням функції $norm(N, \mu, \sigma)$, в якій N – потрібна кількість генерованих випадкових чисел, μ – середнє

значення випадкових чисел, яке при моделюванні приймалося за нуль, σ – середнє квадратичне значення випадкових чисел при нормальному розподілі навколо середнього значення. Генеровані програмою Mathcad випадкові числа займають навколо значення μ діапазон $\pm k \cdot \sigma$, де число k залежить від N – кількості генерованих чисел. Так, наприклад, якщо $N=100$, то число $k \approx 3$, якщо $N=20$, то $k \approx 1$.

В нашому моделюванні значення середньоквадратичного значення випадкових чисел означало відношення:

$$\sigma = \frac{\delta_{RMS}}{(RMS_r)_{\min}}, \quad (3.50)$$

де $\pm \delta_{RMS}$ – діапазон випадкових значень RMS_r при нормальному розподілі випадкової складової відносно середнього значення $\overline{RMS_r}$. У відповідності з розрахунками, представленими у протоколах №1 –№3

$$(RMS_r)_{\min} = 0.03696 \text{ мм.}$$

Дослідження впливу параметра σ здійснювалося за процедурою, де кожного елемента матриці значень RMS_r – матриці \mathbf{R} додавалися випадкові складові, що відповідали заданому значенню σ .

Ці складові є елементами матриці генерованих чисел, позначеної символом Δ .

Апроксимаційні коефіцієнти c_0 , c_1 , c_2 відтворювалися за методом найменших квадратів у матричному вигляді:

$$\mathbf{C} = (\mathbf{A}^T \cdot \mathbf{A})^{-1} \cdot \mathbf{A}^T \cdot (\mathbf{R} + \Delta), \quad (3.51)$$

$$\text{де: } \mathbf{C} = \begin{pmatrix} c_0 \\ c_1 \\ c_2 \end{pmatrix}.$$

Апроксимаційні коефіцієнти відтворювалися 11 разів, що задано числом $N=11$. Для кожної комбінації цих коефіцієнтів відтворювалося величина аметропії за формулою (3.52):

$$A_R = (\Phi_{\text{var}}^*)_{\min} . \quad (3.52)$$

У такій спосіб отримувалося 11 випадкових значень аметропії A_R , що давало змогу потім знайти за даною вибіркою середнє значення $\overline{A_{Ri}}$ та СКВ σ_a , яке характеризує похибку відтворення аметропії A_R .

3.6.3. Відтворення апроксимаційних коефіцієнтів при наявності шуму RMS

$$f := 17 \quad \theta_a := 0.00 \quad \theta_b := 0.003 \quad A := 0 \text{ дптр}$$

$$D := 3 \quad \Phi_e := \frac{1000}{f} \quad +$$

$$\Phi_a := \Phi_e - A \quad \Phi_e = 58.824 \quad \text{дптр}$$

$$\Phi_a = 58.8 \text{ дптр} \quad \Phi_v := -0.5, -0.4 \dots 0.5$$

$$\text{RMSl} := 0.2072 \cdot f \cdot \sqrt{\theta_a^2 + \theta_b^2} \quad \text{RMSl} = 0.0127$$

$$\text{RMS}_{ri} = 0.2072 f \sqrt{\theta_a^2 + \theta_b^2}$$

$$\text{RMSa}(\Phi_v) := \frac{\sqrt{2} \cdot D \cdot (\Phi_a - \Phi_e + \Phi_v)}{4 \cdot \Phi_e}$$

$$\text{RMSr}(\Phi_v) := \sqrt{\text{RMSl}^2 + \text{RMSa}(\Phi_v)^2}$$

$$\text{RMS}_{ra} = \frac{\sqrt{2} D_p (\Phi_a - \Phi_{em} - \Phi_{var}^*)}{4 \Phi_{em}}$$

$$\text{RMS}_r = \sqrt{\text{RMS}_{ri}^2 + \text{RMS}_{ra}^2} \quad +$$

$$\underline{\underline{A}} := \begin{pmatrix} 1 & -0.5 & 0.25 \\ 1 & -0.4 & 0.16 \\ 1 & -0.3 & 0.09 \\ 1 & -0.2 & 0.04 \\ 1 & -0.1 & 0.01 \\ 1 & 0 & 0 \\ 1 & 0.1 & 0.01 \\ 1 & 0.2 & 0.04 \\ 1 & 0.3 & 0.09 \\ 1 & 0.4 & 0.16 \\ 1 & 0.5 & 0.25 \end{pmatrix} \quad \underline{\underline{R}} := \begin{pmatrix} 0.016 \\ 0.015 \\ 0.014 \\ 0.013 \\ 0.013 \\ 0.013 \\ 0.013 \\ 0.013 \\ 0.014 \\ 0.015 \\ 0.016 \end{pmatrix} \quad \Phi_v =$$

-0.5
-0.4
-0.3
-0.2
-0.1
0
0.1
0.2
0.3
0.4
0.5

$$(\underline{\underline{A}}^T \cdot \underline{\underline{A}})^{-1} \cdot \underline{\underline{A}}^T \cdot \underline{\underline{R}} = \begin{pmatrix} 0.012786 \\ 0 \\ 0.013054 \end{pmatrix}$$

$$\Phi_v^2 = \quad \text{RMSr}(\Phi_v) =$$

0.25	0.015575
0.16	0.014605
0.09	0.013804
0.04	0.013202
0.01	0.012828
0	0.0127
$10 \cdot 10^{-3}$	0.012828
0.04	0.013202
0.09	0.013804
0.16	0.014605
0.25	0.015575

$$\Phi_{\text{varmin}} := \frac{-0}{2(0.013054)}$$

$$\Phi_{\text{varmin}} = 0$$

Вплив електричного шуму на точність визначення Δr

$$N := 11 \quad \mu := 0 \quad \sigma := \frac{0.0127}{10} \quad i := 0..9 \quad Y^{(i)} := \text{rnorm}(N, \mu, \sigma) \cdot (0.0127)$$

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9
0	-5.57493-10-4	1.09503-10-3	7.08655-10-4	-7.82121-10-4	2.2927-10-4	-1.62548-10-3	-2.05083-10-3	7.88348-10-5	-3.6073-10-3	4.8297-10-4
1	-8.62845-10-4	1.16277-10-3	-3.10945-10-4	-1.52109-10-3	6.51914-10-4	9.6447-10-4	1.79237-10-3	-7.56618-10-4	1.62073-10-3	5.55929-10-4
2	-6.01073-10-4	8.54712-10-4	1.13695-10-4	1.25787-10-4	9.39499-10-4	-4.98744-10-4	1.23383-10-3	-4.19953-10-4	1.00474-10-3	2.23564-10-3
3	-1.20836-10-3	-1.32628-10-3	1.60251-10-3	9.78856-10-4	-2.06904-10-5	-1.52351-10-3	-1.46809-10-3	6.84703-10-4	1.81524-10-4	-8.22019-10-4
4	-2.14082-10-3	8.77302-10-5	-8.96009-10-4	3.88496-10-4	3.54077-10-4	-1.31582-10-3	1.82559-10-4	2.77664-10-4	-1.27799-10-3	6.99826-10-4
5	5.52835-10-5	-9.59588-10-4	2.36753-10-6	1.43798-10-5	2.05942-10-4	-2.45399-10-5	2.15545-10-3	5.144-10-4	-1.17728-10-3	1.96403-10-3
6	-1.53206-10-4	8.84773-10-4	1.40666-10-3	-9.70882-10-4	5.44143-10-4	4.06016-10-5	-4.06747-10-4	-1.46806-10-3	-1.11506-10-3	-2.31349-10-3
7	7.06661-10-4	-2.30971-10-4	1.13355-10-3	-5.19614-10-4	-6.03518-10-4	3.36467-10-4	-2.57964-10-3	-1.40351-10-3	3.52676-10-4	1.66107-10-3
8	2.78357-10-3	-8.18404-10-4	-3.68411-10-3	-8.55778-10-4	-8.83328-10-4	6.24235-10-4	-1.79222-10-3	-1.40128-10-3	-5.10779-10-4	-1.33215-10-3
9	1.02709-10-3	-9.18314-10-4	-2.73952-10-3	-1.67849-10-4	3.87115-10-3	3.02568-10-4	-1.68314-10-3	-5.17242-10-4	1.65357-10-3	5.83117-10-4
10	1.25113-10-3	-6.56024-10-4	2.61678-10-4	1.293-10-3	-3.63827-10-4	-8.69261-10-4	-6.56658-10-4	-1.66788-10-3	-1.75016-10-3	-1.33634-10-3

Таблиця генерованих значень випадкової складової електричного сигналу

Діаметр зіниці 3 мм.

$$\begin{aligned}
 \mathbf{A} &:= \begin{pmatrix} 1 & -0.5 & 0.25 \\ 1 & -0.4 & 0.16 \\ 1 & -0.3 & 0.09 \\ 1 & -0.2 & 0.04 \\ 1 & -0.1 & 0.01 \\ 1 & 0 & 0 \\ 1 & 0.1 & 0.01 \\ 1 & 0.2 & 0.04 \\ 1 & 0.3 & 0.09 \\ 1 & 0.4 & 0.16 \\ 1 & 0.5 & 0.25 \end{pmatrix} \quad \mathbf{R} := \begin{pmatrix} 0.016 \\ 0.015 \\ 0.014 \\ 0.013 \\ 0.013 \\ 0.013 \\ 0.013 \\ 0.013 \\ 0.014 \\ 0.015 \\ 0.016 \end{pmatrix} \quad \mathbf{\Delta} := \begin{pmatrix} 4.8297 \times 10^{-4} \\ 5.55929 \times 10^{-4} \\ 2.23564 \times 10^{-3} \\ -8.22019 \times 10^{-4} \\ 6.99826 \times 10^{-4} \\ 1.96403 \times 10^{-3} \\ -2.31349 \times 10^{-3} \\ 1.66107 \times 10^{-3} \\ -1.33215 \times 10^{-3} \\ 5.83117 \times 10^{-4} \\ -1.33634 \times 10^{-3} \end{pmatrix} \\
 (\mathbf{A}^T \cdot \mathbf{A})^{-1} \cdot \mathbf{A}^T \cdot (\mathbf{R} + \mathbf{\Delta}) &= \begin{pmatrix} 0.0132 \\ -1.612573 \times 10^{-3} \\ 0.01107 \end{pmatrix}
 \end{aligned}$$

$$\begin{matrix} C0 \\ C1 \\ C2 \end{matrix} \begin{pmatrix} 0.012436 \\ 2.961291 \times 10^{-3} \\ 0.016819 \end{pmatrix}$$

$$\Phi_{\min 0} := \frac{-\left(2.961291 \times 10^{-3}\right)}{-2(0.016819)}$$

$$\Phi_{\min 0} = 0.08803$$

$$\begin{pmatrix} 0.012498 \\ -1.737494 \times 10^{-3} \\ 0.015175 \end{pmatrix}$$

$$\Phi_{\min 1} := \frac{-\left(-1.737494 \times 10^{-3}\right)}{2(0.015175)}$$

$$\Phi_{\min 1} = 0.05725$$

$$\begin{pmatrix} 0.012815 \\ -1.998136 \times 10^{-3} \\ 0.01058 \end{pmatrix}$$

$$\Phi_{\min 2} := \frac{-\left(-1.998136 \times 10^{-3}\right)}{2(0.01058)}$$

$$\Phi_{\min 2} = 0.09443$$

$$\begin{matrix} C0 \\ C1 \\ C2 \end{matrix} \begin{pmatrix} 0.012595 \\ 7.715545 \times 10^{-4} \\ 0.013124 \end{pmatrix}$$

$$\Phi_{\min 3} := \frac{-\left(7.715545 \times 10^{-4}\right)}{2(0.013124)}$$

$$\Phi_{\min 3} = -0.02939$$

$$\begin{pmatrix} 0.013016 \\ 3.151709 \times 10^{-4} \\ 0.015229 \end{pmatrix}$$

$$\Phi_{\min 4} := \frac{-\left(3.151709 \times 10^{-4}\right)}{2(0.015229)}$$

$$\Phi_{\min 4} = -0.01035$$

$$\begin{pmatrix} 0.012587 \\ 8.716909 \times 10^{-4} \\ 0.011766 \end{pmatrix}$$

$$\Phi_{\min 5} := \frac{-\left(8.716909 \times 10^{-4}\right)}{2(0.011766)}$$

$$\Phi_{\min 5} = -0.03704$$

$$\begin{matrix} C0 \\ C1 \\ C2 \end{matrix} \begin{pmatrix} 0.01271 \\ -1.710891 \times 10^{-3} \\ 9.015315 \times 10^{-3} \end{pmatrix}$$

$$\Phi_{\min 6} := \frac{-\left(-1.710891 \times 10^{-3}\right)}{2(9.015315 \times 10^{-3})}$$

$$\Phi_{\min 6} = 0.09489$$

$$\begin{pmatrix} 0.012463 \\ -1.512968 \times 10^{-3} \\ 0.010749 \end{pmatrix}$$

$$\Phi_{\min 7} := \frac{-\left(-1.512968 \times 10^{-3}\right)}{2(0.010749)}$$

$$\Phi_{\min 7} = 0.07038$$

$$\begin{pmatrix} 0.012728 \\ 4.887034 \times 10^{-4} \\ 9.42832 \times 10^{-3} \end{pmatrix}$$

$$\Phi_{\min 8} := \frac{-\left(4.887034 \times 10^{-4}\right)}{2(9.42832 \times 10^{-3})}$$

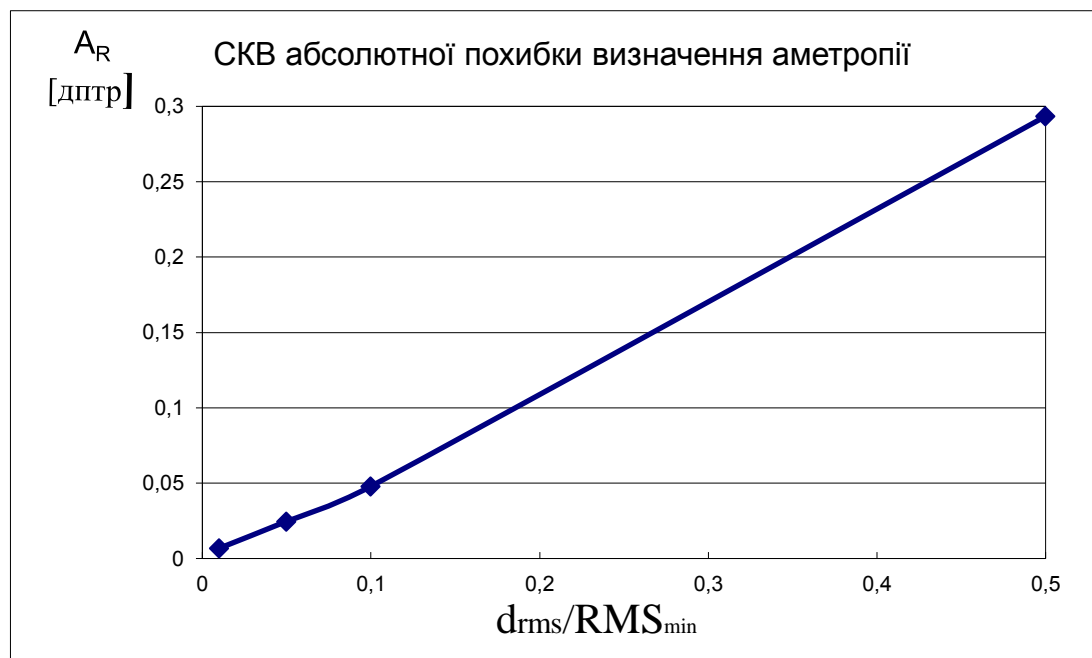
$$\Phi_{\min 8} = -0.02592$$

$$\begin{pmatrix} 0.0132 \\ -1.612573 \times 10^{-3} \\ 0.01107 \end{pmatrix}$$

$$\Phi_{\min 9} := \frac{-\left(-1.612573 \times 10^{-3}\right)}{2(0.01107)}$$

$$\Phi_{\min 9} = 0.07284$$

+



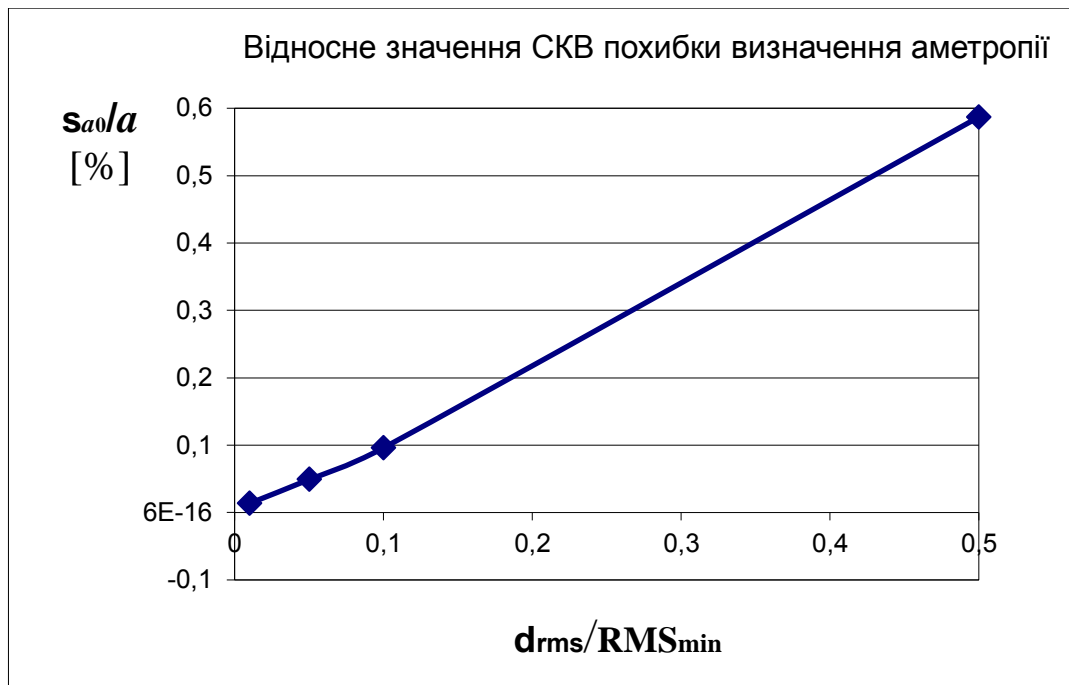


Рис. 3.7 Графіки абсолютної та відносної похибки визначення аметропії

Графіки, представлені на рис. 3.6 та 3.7 свідчать про те, що як абсолютні, так і відносні похибки визначення аметропії моделі ока практично пропорційні відносній похибці відтворення RMS за результатами мікрофотометрії світлової мікроплями у площині фотоприймача.

Ці графіки дозволяють визначати допустиму відносну похибку відтворення RMS, якщо відома допустима абсолютна чи відносна похибка вимірювання аметропії. І навпаки, можна прогнозувати похибку вимірювання аметропії, якщо відома похибка відтворення RMS при використанні заданого фотоприймача, та інших функціональних елементів вимірювача.

Додаток Б

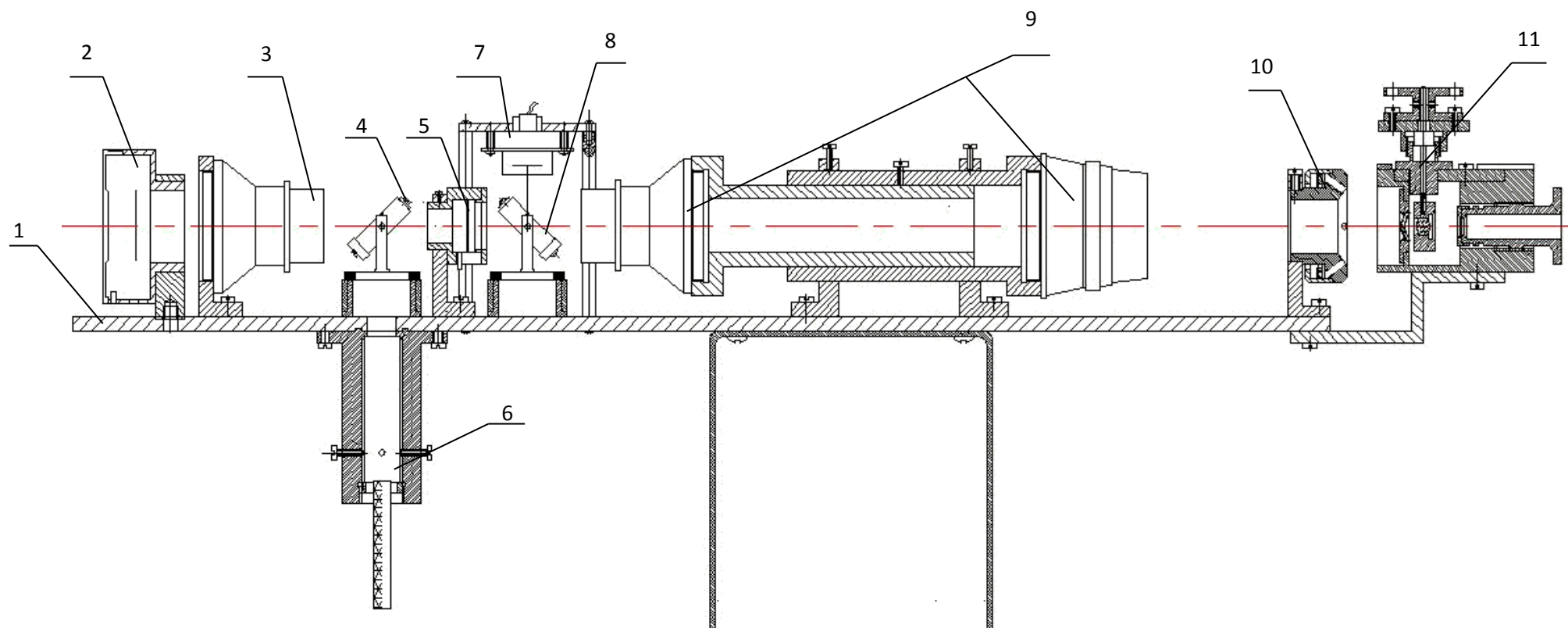
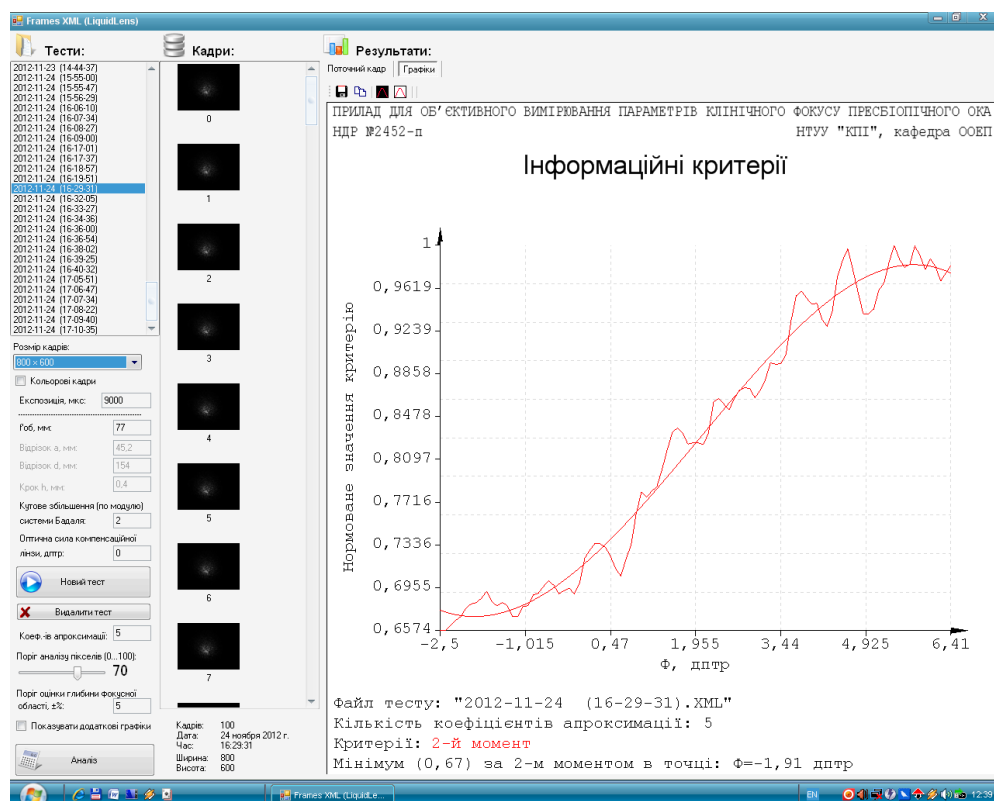


Рисунок 4.12 – Складальне креслення вимірювача

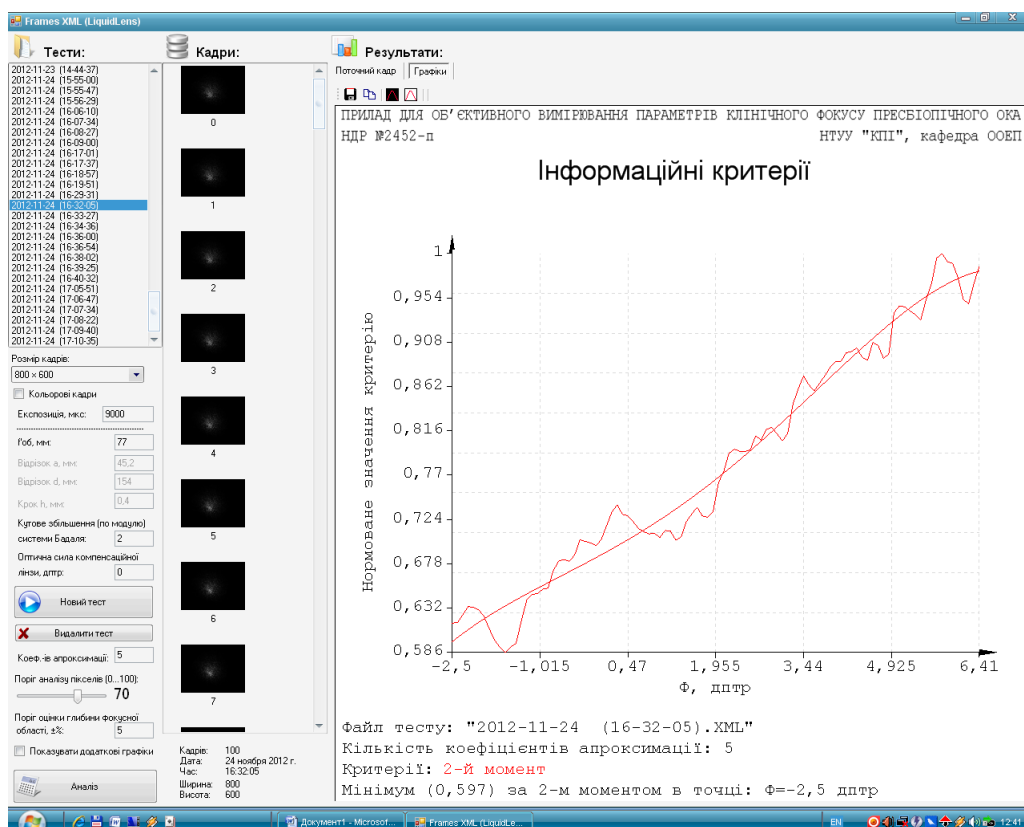
1 – основна плита, 2 – швидкісна відеокамера, 3 – об’єktiv відеокамери, 4 – поляризаційний світлоподільник, 5 – варіолінза, 6 – джерело колімованого випромінювання (лазер), 7 – допоміжна відеокамера, 8 – світлоділильне дзеркало, 9 – телескопічна система Бадаля, 10 – допоміжний центрувальний пристрій, 11 – імітатор ока з аберациями.

Додаток В



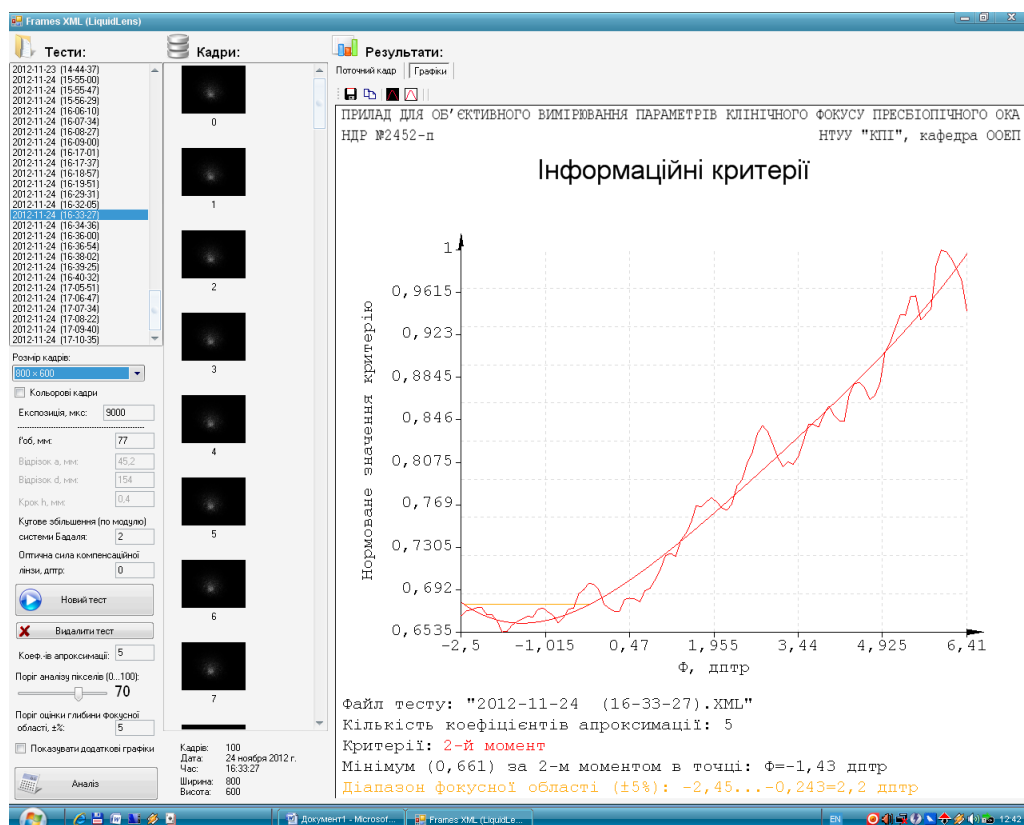
Протокол вимірювання довжини фокусної області при наявності аметропії -

1,86 [дптр]



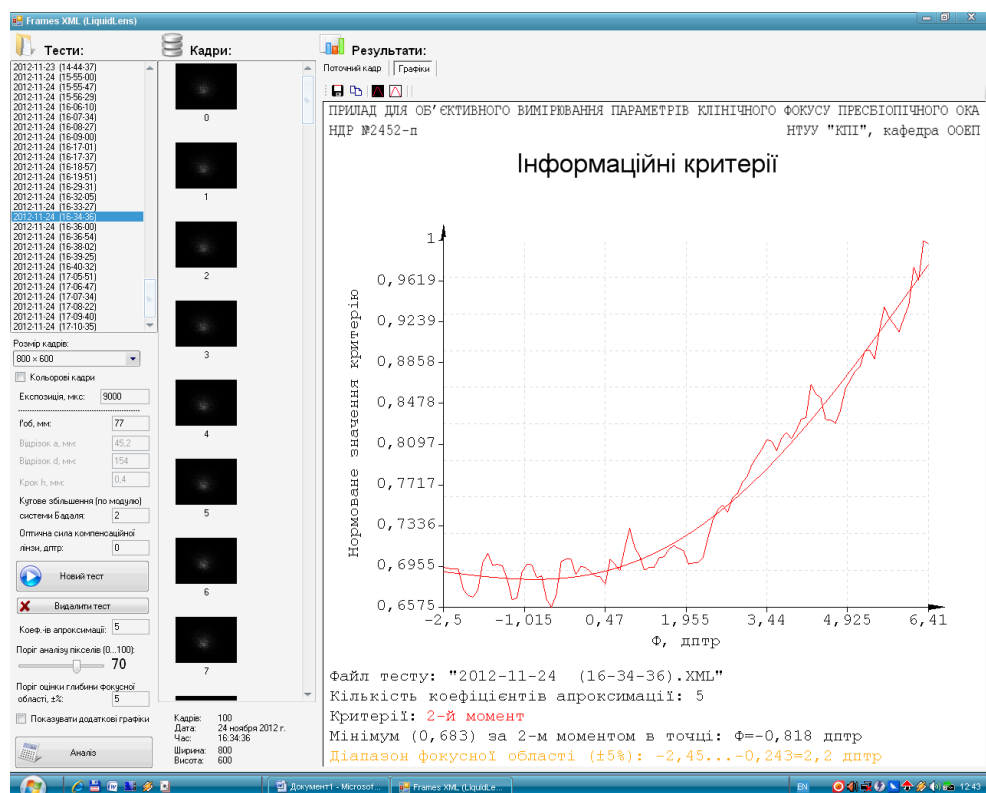
Протокол вимірювання довжини фокусної області при наявності аметропії -

1,42 [дптр]



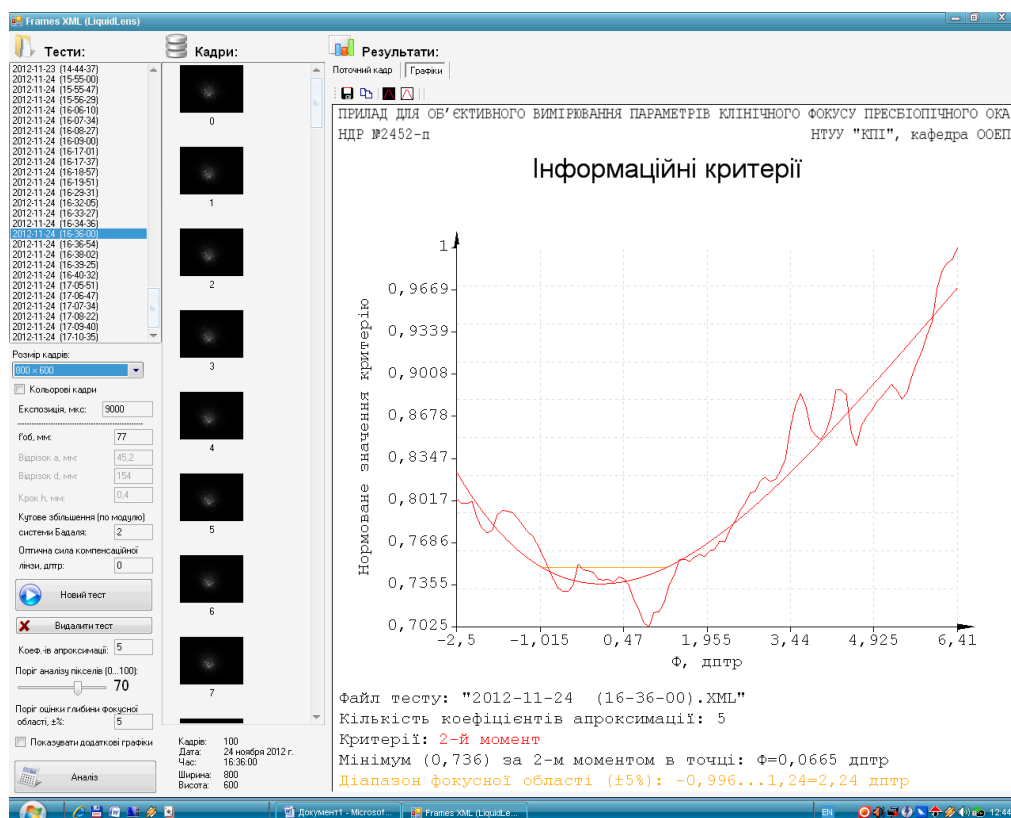
Протокол вимірювання довжини фокусної області при наявності аметропії -

1 [дптр]

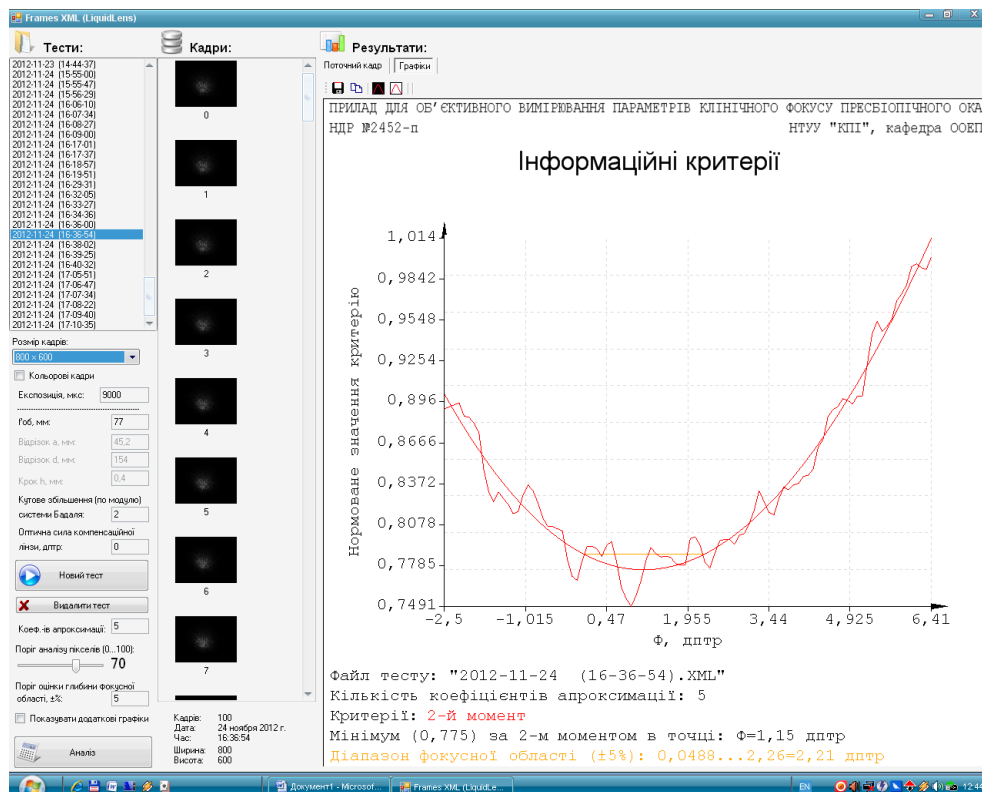


Протокол вимірювання довжини фокусної області при наявності аметропії -

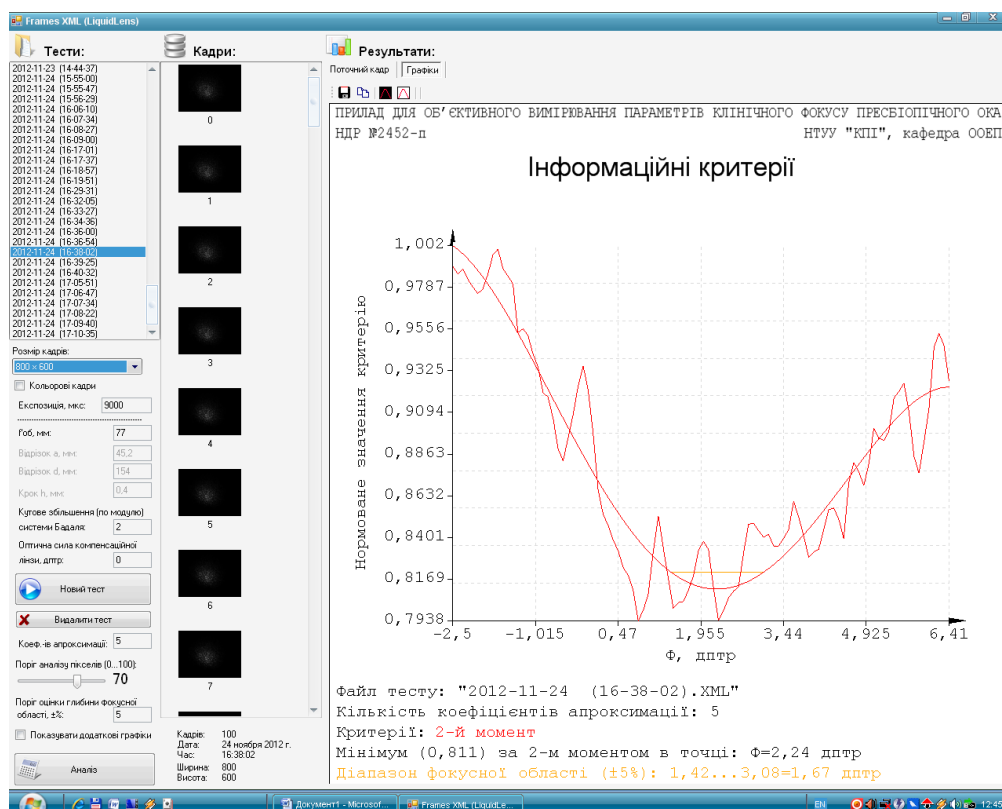
0,55 [дптр]



Протокол вимірювання довжини фокусної області при наявності аметропії
 $-0,1$ [дптр]



Протокол вимірювання довжини фокусної області при наявності аметропії
 $0,3$ [дптр]



Протокол вимірювання довжини фокусної області при наявності аметропії 0,8 [дптр]

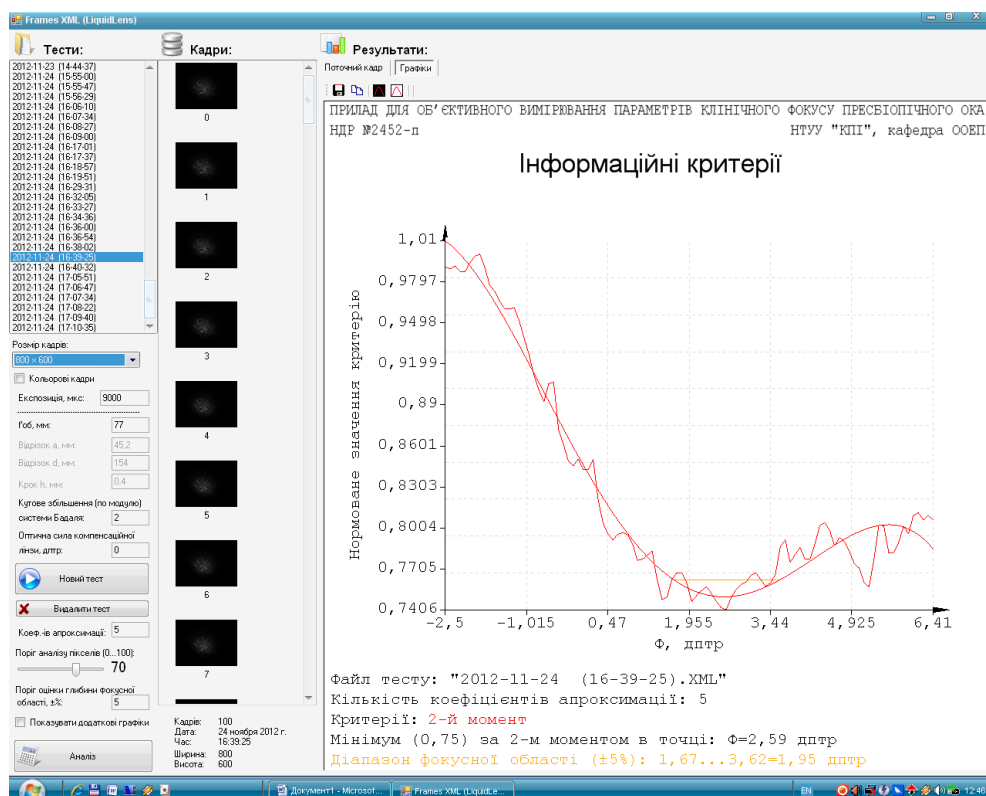
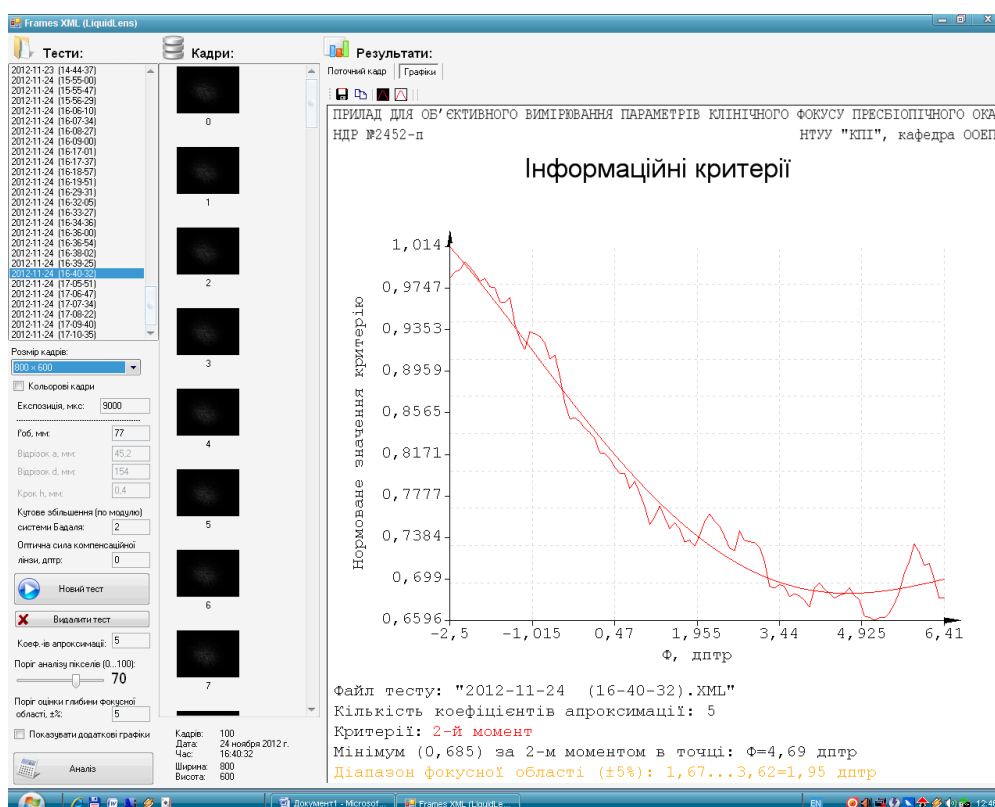
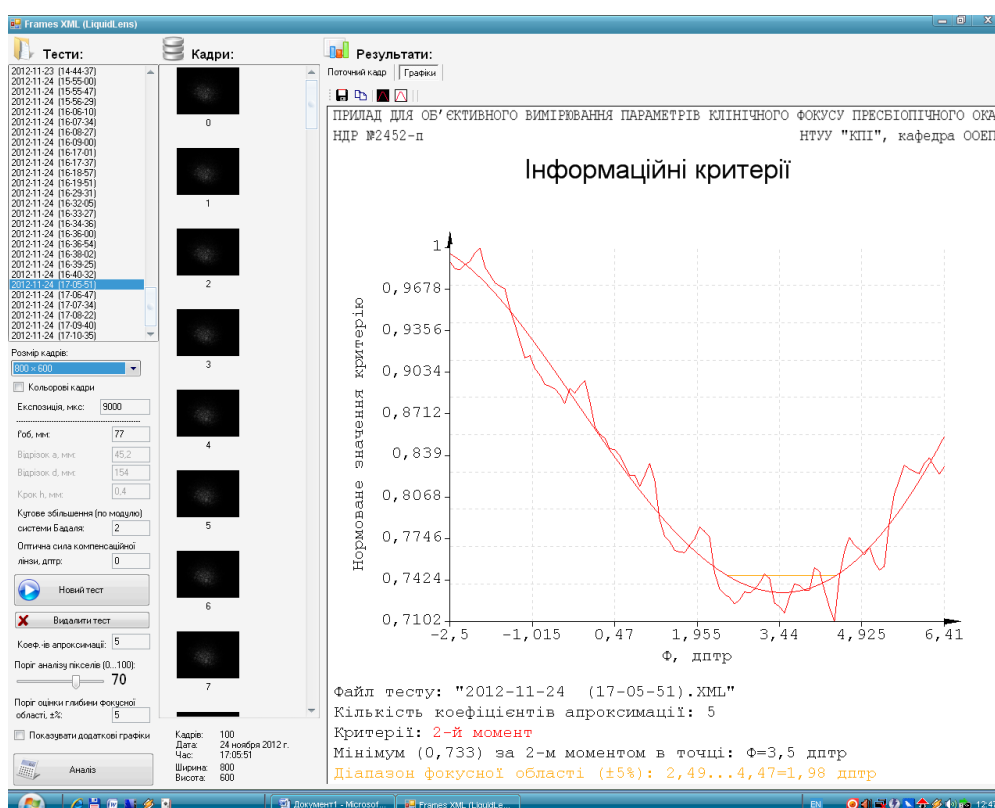


Рисунок 4.21 – Протокол вимірювання довжини фокусної області при наявності аметропії 1,17 [дптр]



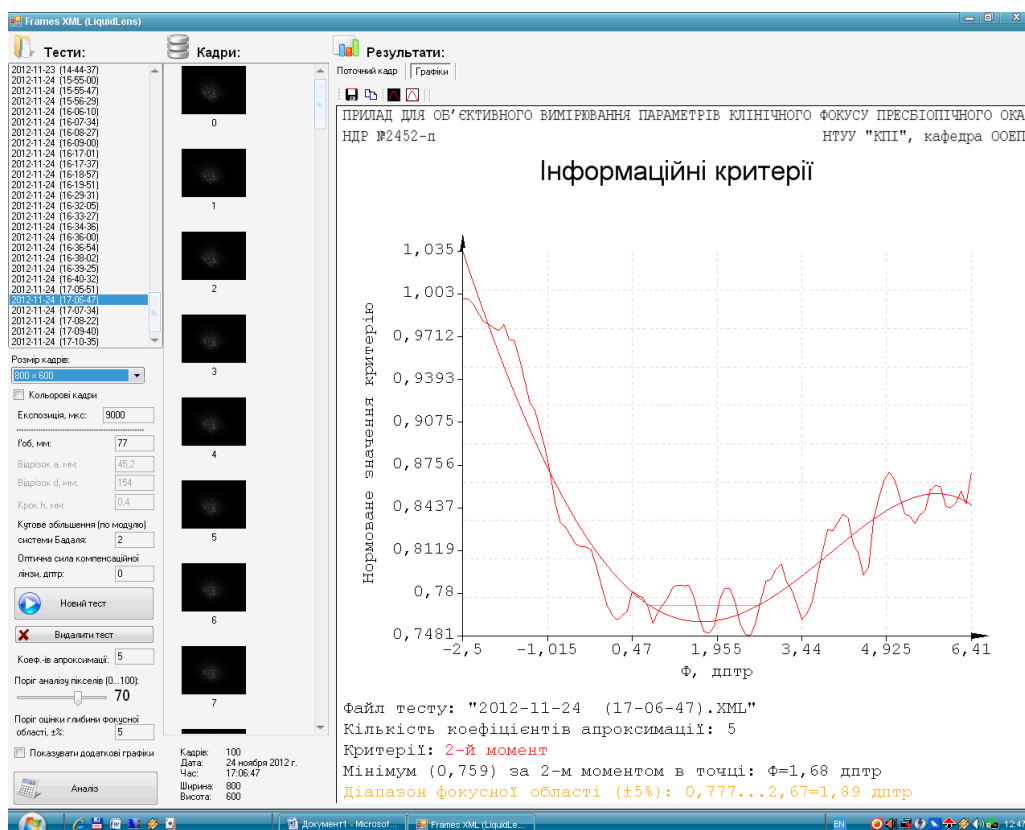
Протокол вимірювання довжини фокусної області при наявності аметропії

1,56 [дптр]

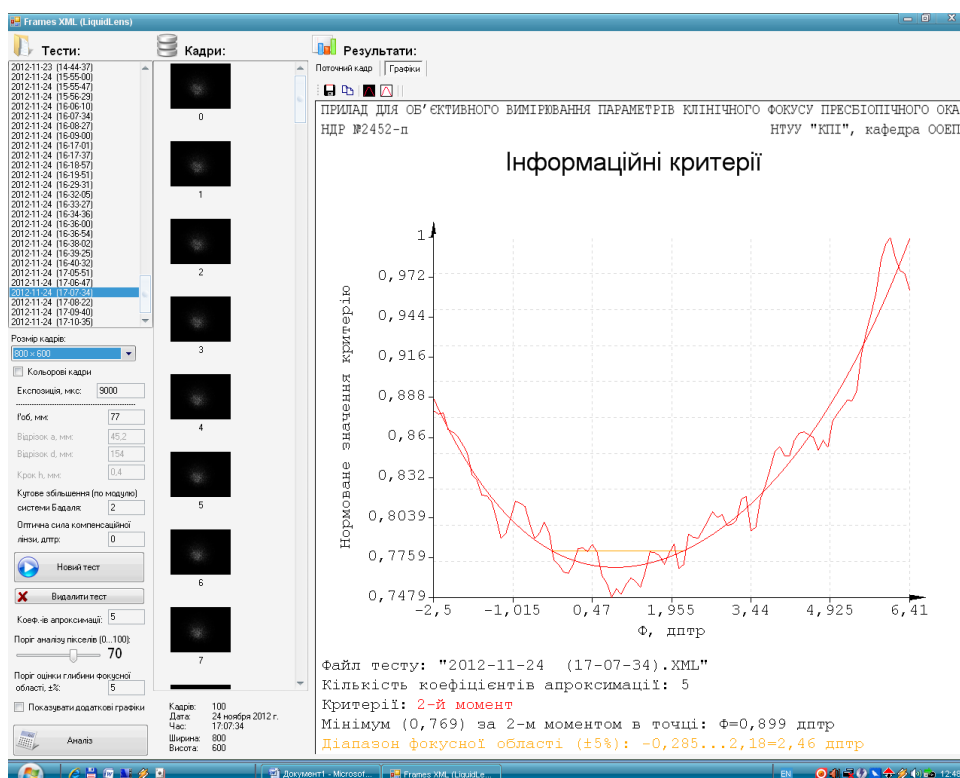


Протокол вимірювання довжини фокусної області при наявності аметропії

1,17 [дптр]



Протокол вимірювання довжини фокусної області при наявності аметропії 0,8 [дптр]

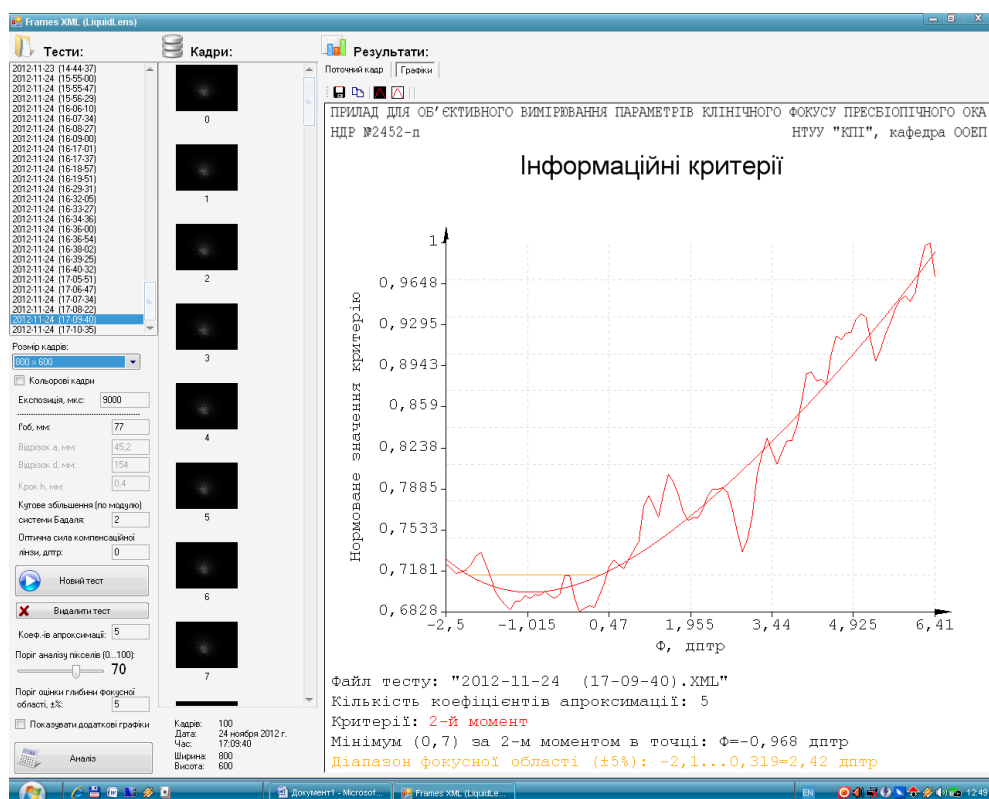


Протокол вимірювання довжини фокусної області при наявності аметропії 0,3 [дптр]



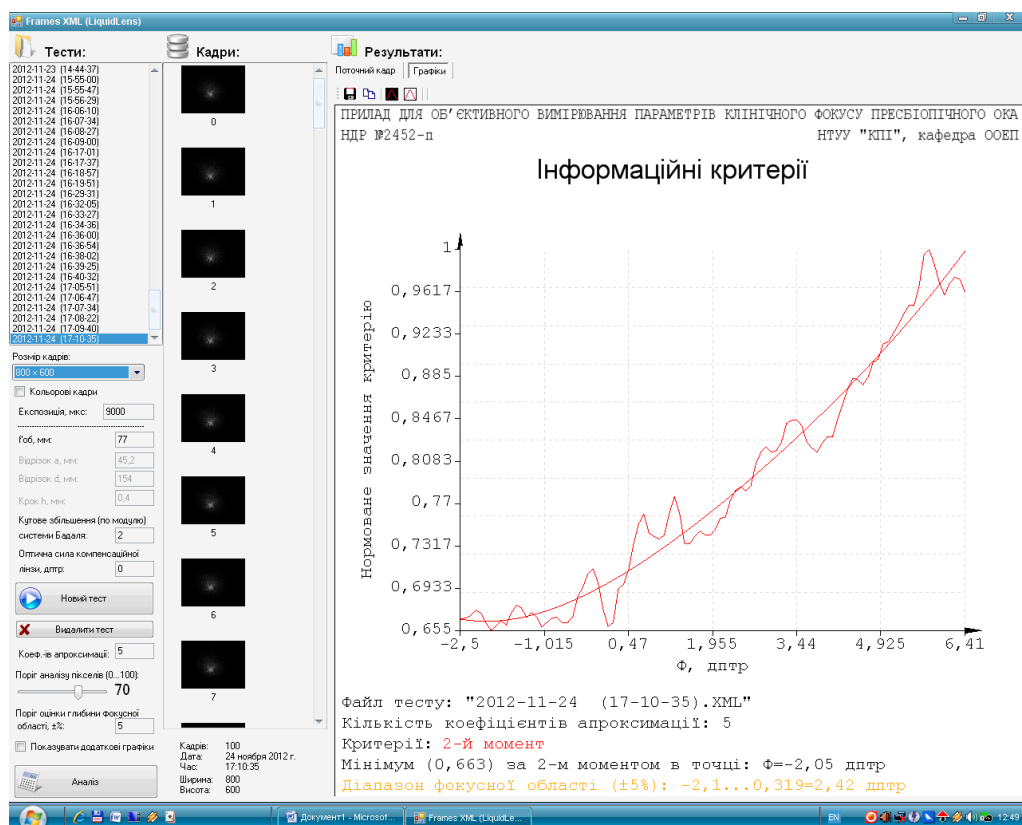
Протокол вимірювання довжини фокусної області при наявності аметропії -

0,1 [дптр]



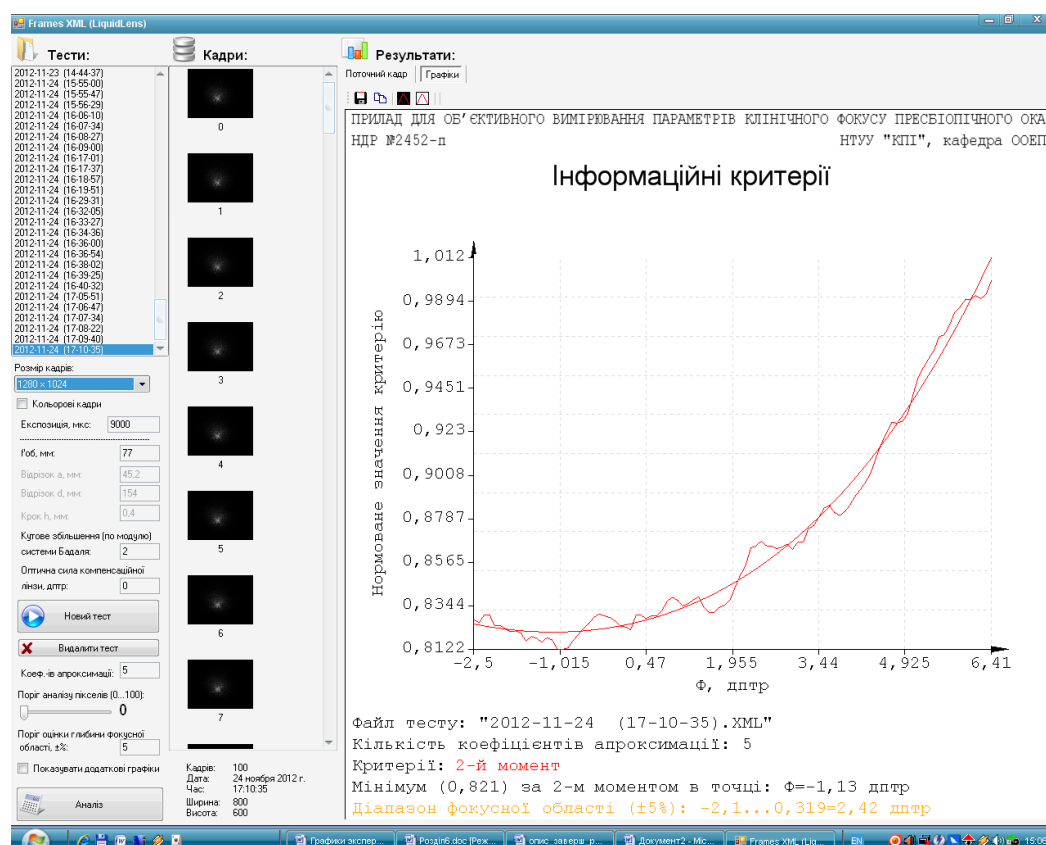
Протокол вимірювання довжини фокусної області при наявності аметропії

-0,55 [дптр]

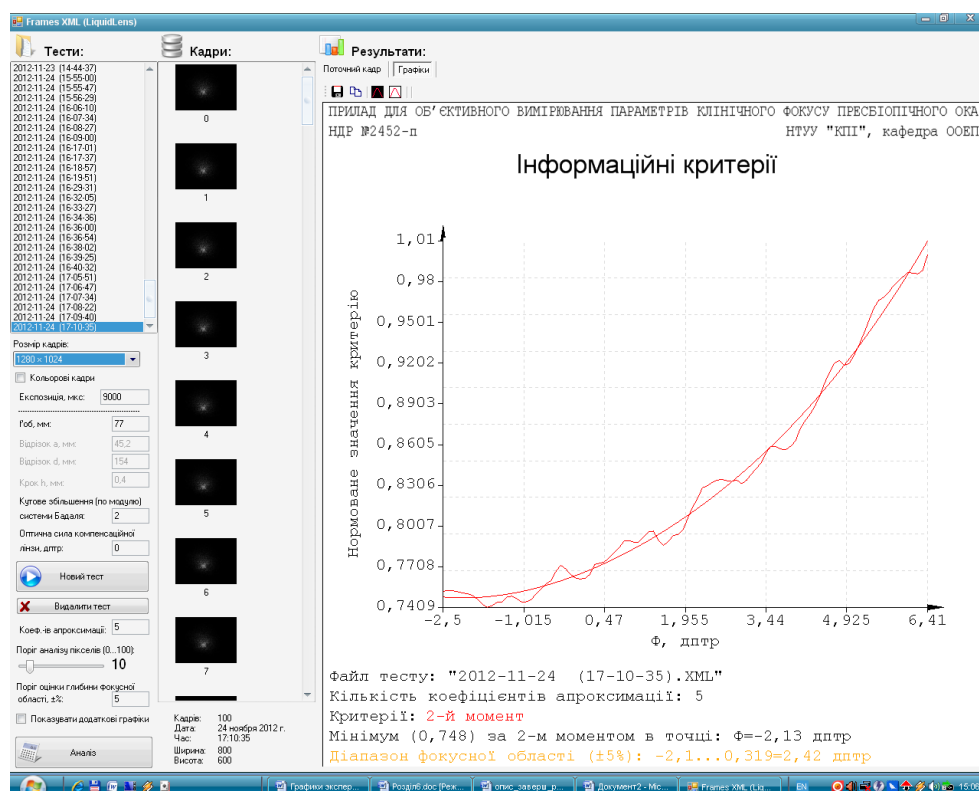


Протокол вимірювання довжини фокусної області при наявності аметропії -
1 [дптр]

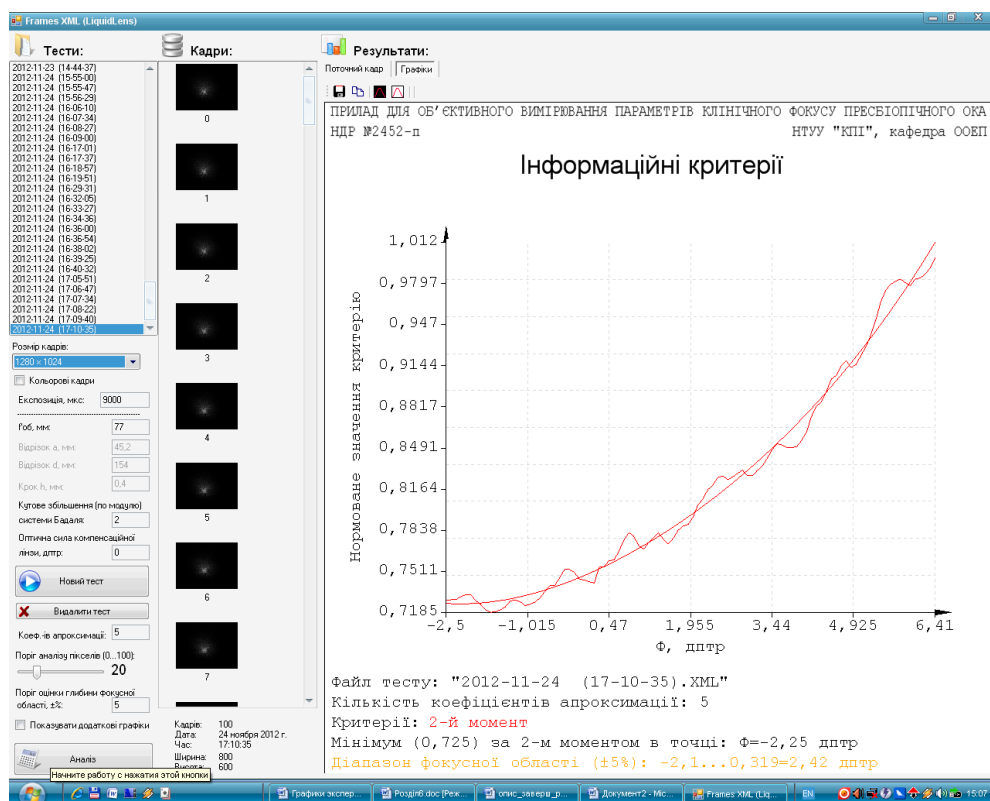
Додаток Г



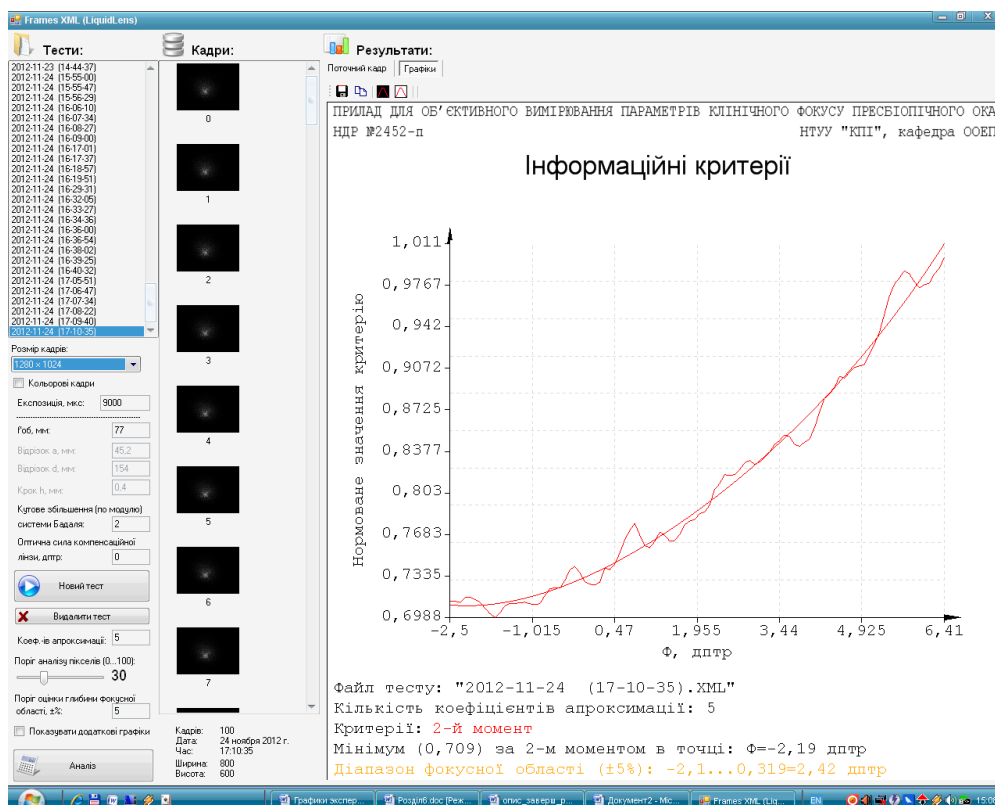
Протокол вимірювання довжини фокусної області, поріг аналізу пікселів 0



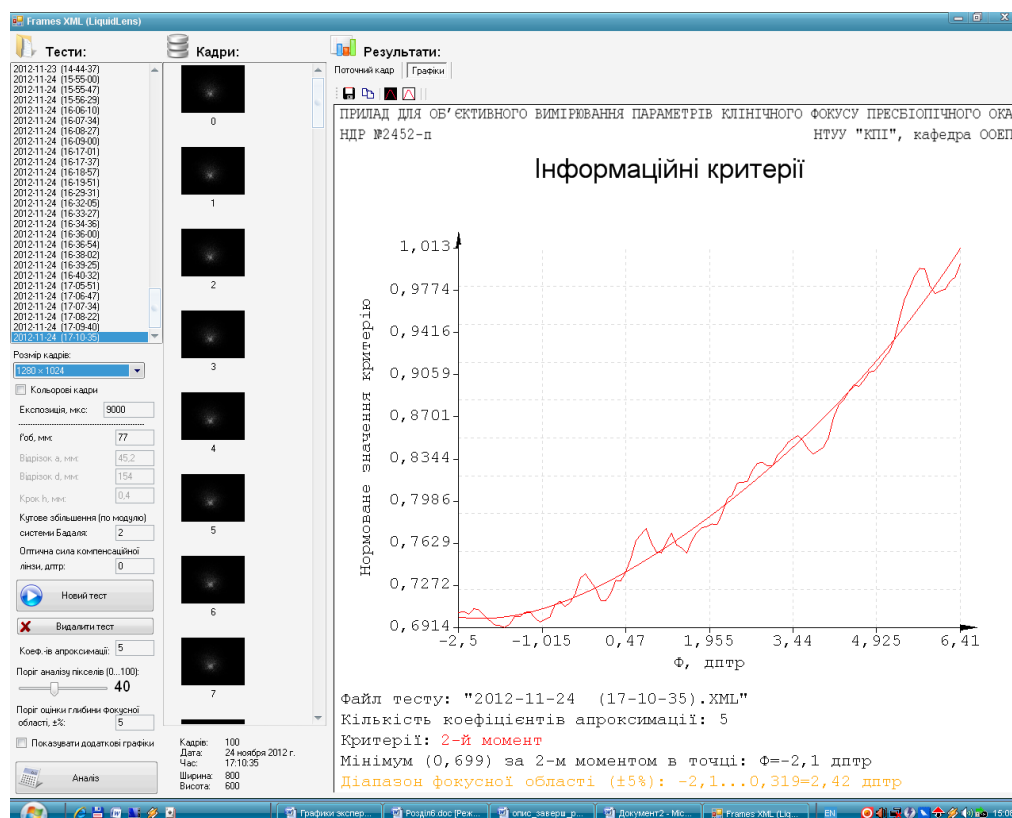
Протокол вимірювання довжини фокусної області, поріг аналізу пікселів 10



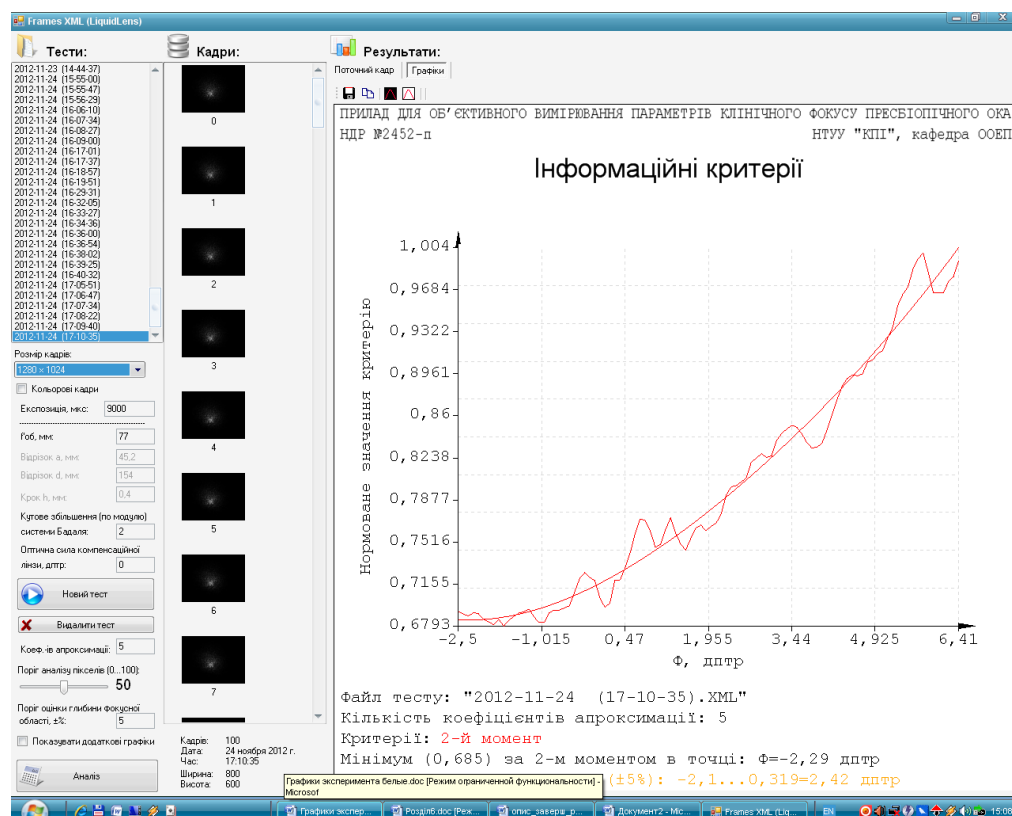
Протокол вимірювання довжини фокусної області, поріг аналізу пікселів 20



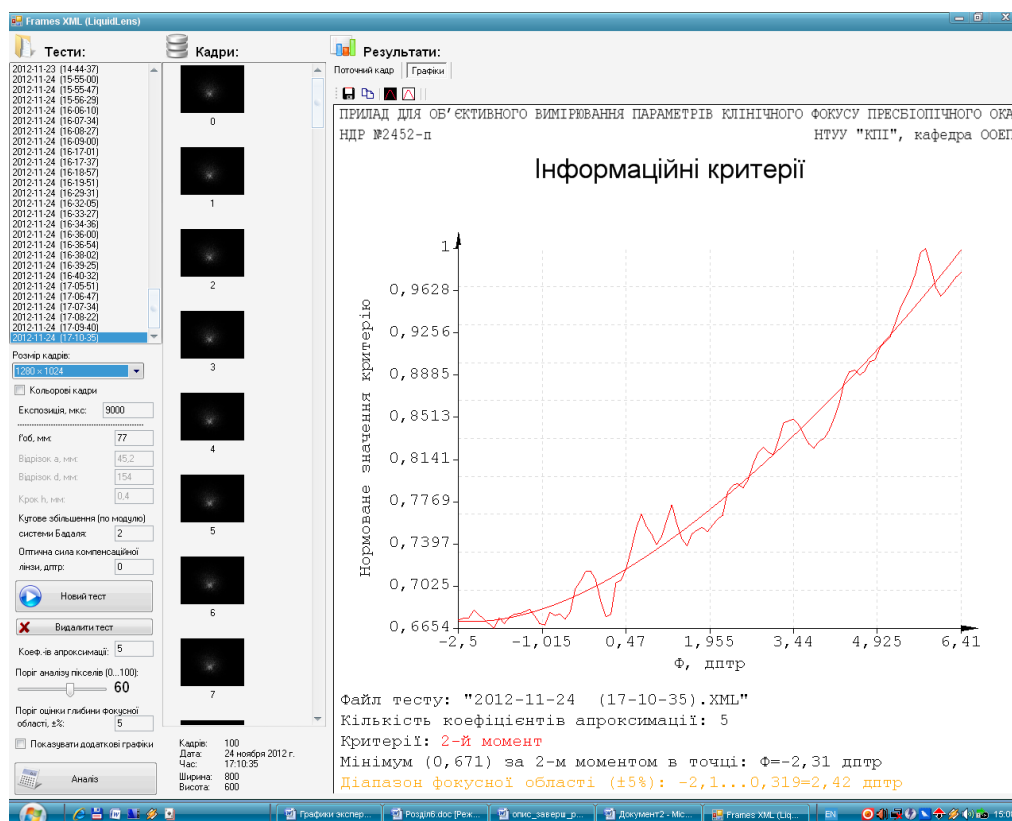
Протокол вимірювання довжини фокусної області, поріг аналізу пікселів 30



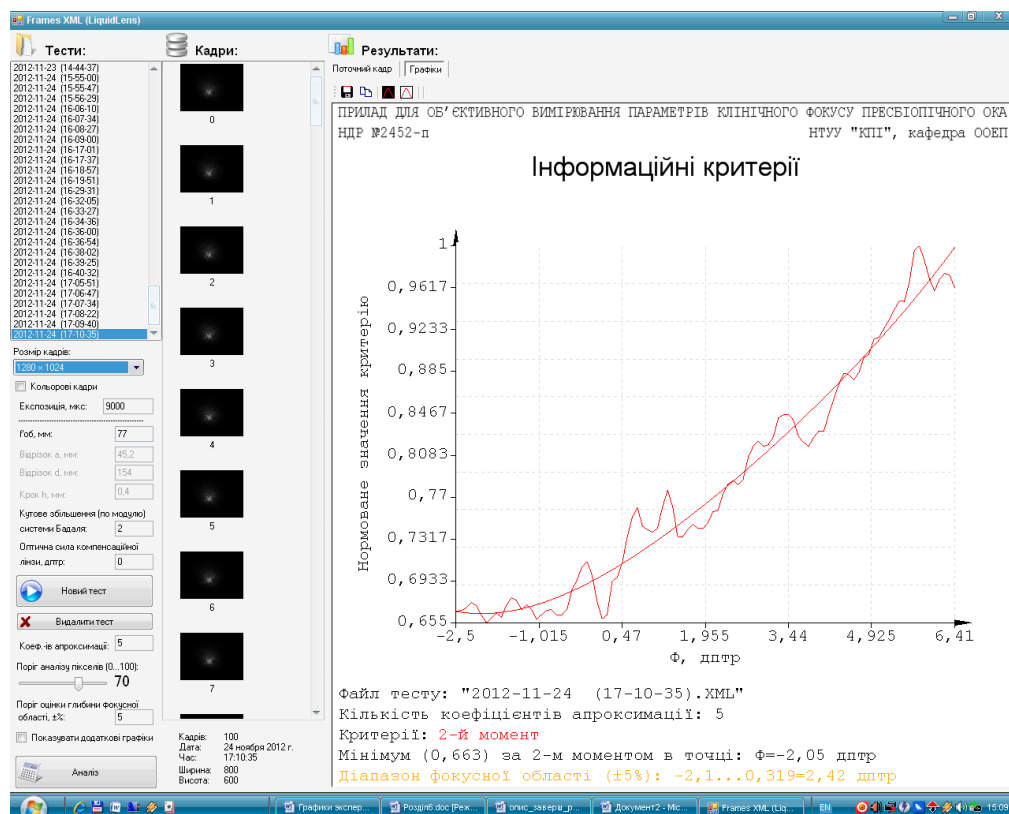
Протокол вимірювання довжини фокусної області, поріг аналізу пікселів 40



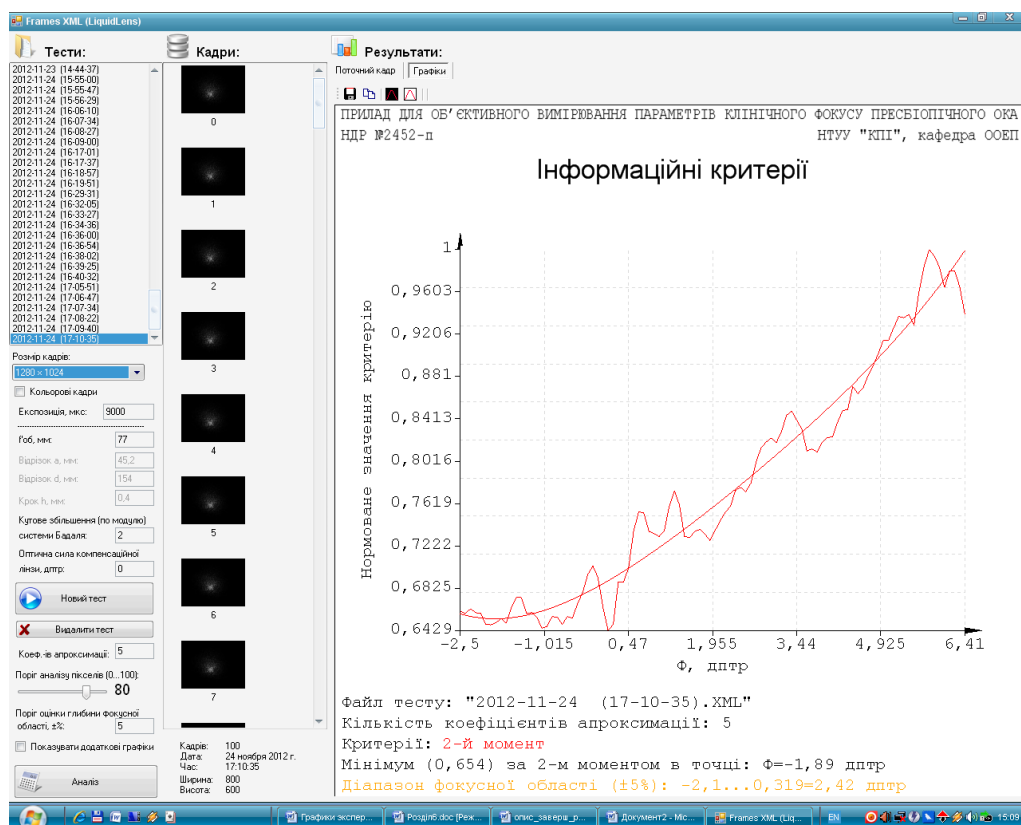
Протокол вимірювання довжини фокусної області, поріг аналізу пікселів 50



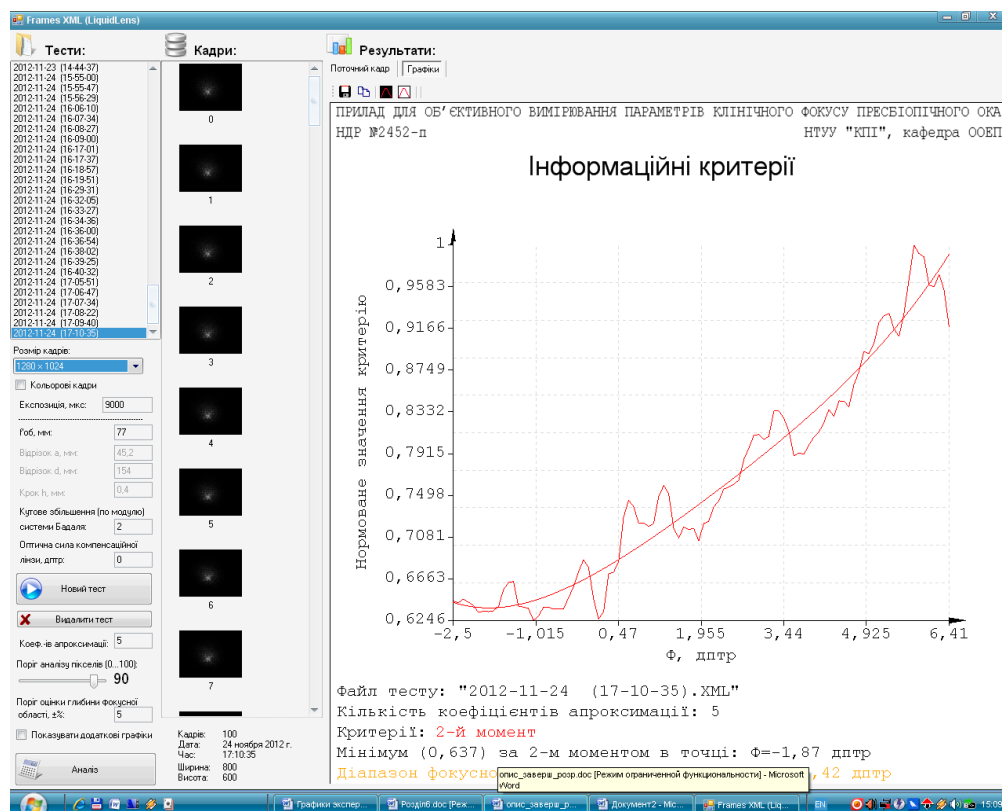
Протокол вимірювання довжини фокусної області, поріг аналізу пікселів 60



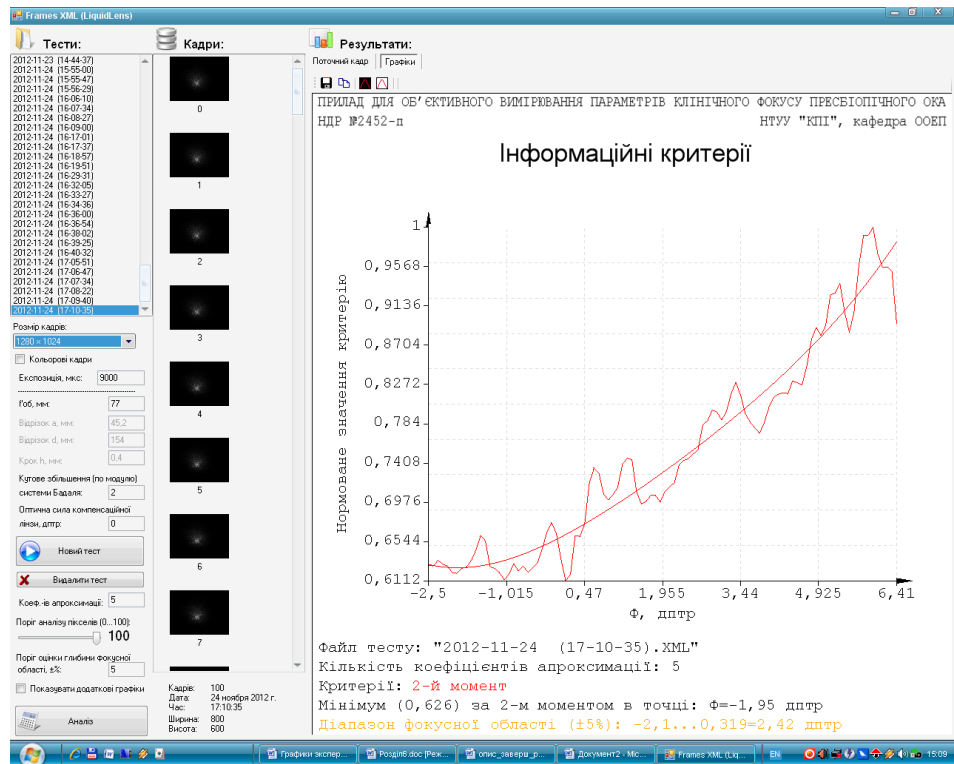
Протокол вимірювання довжини фокусної області, поріг аналізу пікселів 70



Протокол вимірювання довжини фокусної області, поріг аналізу пікселів 80



Протокол вимірювання довжини фокусної області, поріг аналізу пікселів 90



Протокол вимірювання довжини фокусної області, поріг аналізу пікселів